

Untersuchung von zentrolateralen Mittelgesichtsfrakturen mit Hilfe eines biomechanischen Modells

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. rer. med.

an der medizinischen Fakultät

der Universität Leipzig

eingereicht von:

Andreas Schaller, M. Eng., M. Sc.

geb. am 20.11.1980 in Arnstadt

angefertigt in der:

Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie;

Universitätsklinikum Leipzig AöR

Betreuer:

PD Dr. Dr. Thomas Hierl

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom:

24.09.2013

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	1
1.1	Stand der Technik	3
2	Materialien und Methoden	6
2.1	Voruntersuchung	6
2.2	Veröffentlichung 1 (Anhang E)	8
2.3	Veröffentlichung 2 (Anhang F)	9
2.4	Weiterführende Untersuchung	10
3	Ergebnisse	14
3.1	Voruntersuchung	14
3.2	Veröffentlichung 1 (Anhang E)	15
3.3	Veröffentlichung 2 (Anhang F)	16
3.4	Weiterführende Untersuchung	17
4	Diskussion	22
4.1	Ausblick	23
	Zusammenfassung	24
	Literatur	26
	Anhang	30

Bibliografische Zusammenfassung

Schaller, Andreas

Titel der Arbeit:

Untersuchung von zentrolateralen Mittelgesichtsfrakturen mit Hilfe eines biomechanischen Modells

Universität Leipzig, Dissertation

59 S., 40 Lit., 13 Abb., 6 Anlagen

Referat:

In dieser Arbeit wurde ein Arbeitsablauf entwickelt, um ein möglichst realistisches, biomechanisches Modell eines menschlichen Schädelknochens anhand eines Patienten-CT Datensatzes zu erstellen. Mit diesem Modell konnten Experimente aus der Literatur realistisch nachgestellt und anschließend der Mechanismus einer Orbitawandfraktur genauer untersucht werden. Es konnte gezeigt werden, dass das entwickelte Schädelmodell als Alternative für experimentelle biomechanische Untersuchungen verwendet werden kann. Somit sind eine Vielzahl parametrischer biomechanischer Studien möglich, ohne dabei auf Kadaverpräparate angewiesen zu sein.

Glossar

anisotropes Materialverhalten: griech. *ungleiche Richtung* bezeichnet die Richtungsabhängigkeit einer Materialeigenschaft (z.B. E-Modul); das Material reagiert verschieden in Abhängigkeit von der Richtung der Belastung

CFD: Computational Fluid Dynamics

Duktilität: lat. *ziehen, führen, leiten*, die Eigenschaft eines Werkstoffes sich bei Überbelastung stark plastisch zu verformen

explizite Berechnungsmethode: Berechnungsverfahren zur Zeitintegration instationärer Vorgänge; direkte Lösung der Kräftebilanz durch sehr kleine Zeitschritte

Gestaltänderungsenergiehypothese/ von Mises Hypothese: bei duktilen Werkstoffen, die durch äußere Belastung deformiert werden, wird Energie im Inneren des Körpers gespeichert, auf Basis der Gestaltänderungsenergie wurde diese Festigkeitshypothese hergeleitet

Hounsfield Einheit (HU): in der Computertomografie (CT) verwendet, Skala zur Bewertung wie stark Röntgenstrahlung beim Durchdringen von Materie abgeschwächt wird, Luft - 1.000 HU, Wasser - 0 HU

Hookesche Gerade: der Teil des Spannungs-Dehnungs-Diagrammes, der das linear-elastische Verhalten beschreibt; der Anstieg dieser Gerade ist das E-Modul

Reverse Engineering: engl. *umgekehrt entwickeln, rekonstruieren*, der Vorgang aus einem bestehenden Produkt durch Analyse der Struktur Konstruktionselemente zu extrahieren

Spannungs-Dehnungs-Diagramm: Auswertungsdiagramm des Zugversuches zur Ermittlung von Werkstoffkennwerten nach DIN EN 10002

STL: Standard Triangulation Language, Datenformat zur Beschreibung einer Oberflächentriangulation; Abstraktion einer Oberfläche in verschiedenen große Polygone (Beeinflussung der Auflösung der Oberfläche durch die Polygongröße)

Streckgrenze: Übergang vom elastischen Verformungsbereiches zum plastischen Verformungsbereich im Spannungs-Dehnungs-Diagramm

VRML: Virtual Reality Modeling Language, Beschreibungssprache für 3D-Darstellungen

Zugfestigkeit: Spannungsgrenze im Spannungs-Dehnungs-Diagramm, bei deren Überschreiten Bruch erfolgt

Verwendete Formelzeichen

E Elastizitätsmodul, gibt den Grad der Elastizität an bzw. den Anstieg der Hookeschen Gerade

μ Reibungskoeffizient, def. $\mu = \frac{F_R}{F_N}$

F_R Reibkraft parallel zur Reibfläche

F_N Normalkraft senkrecht zur Reibfläche

ν Querkontraktionszahl, def. $\nu = \left| \frac{\varepsilon}{\varepsilon_q} \right|$ / $\varepsilon_q = \frac{d - d_0}{d_0}$

ε Dehnung def. $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$

Δl Änderung der Probenlänge

l_0 ursprüngliche Probenlänge

σ Spannung def. $\sigma = \frac{F}{A_{\text{Querschnitt}}} = E \cdot \varepsilon$

σ_V Vergleichsspannung nach der Gestaltänderungsenergiehypothese
def. $\sigma_V = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$

σ_1 maximale Hauptspannung

σ_2 mittlere Hauptspannung

σ_3 minimale Hauptspannung

$\sigma_S(20^\circ \text{ C}) = \sigma_{p0,2}(20^\circ \text{ C}) = R_{p0,2}(20^\circ \text{ C})$ Dehn- oder Streckgrenze mit 0,2 Prozent zulässiger plastischer Dehnung bei 20° C

$\sigma_B(20^\circ \text{ C}) = \sigma_y(20^\circ \text{ C}) = R_m(20^\circ \text{ C})$ Zugfestigkeit bei 20° C

1 Einführung

Frakturen des Mittelgesichts nehmen in der maxillofazialen Traumatologie den ersten Platz ein [39]. Dies beinhaltet Frakturen des Jochbeins, der Orbitawände, der Nasoorbito-ethmoidal-Region und des Oberkiefers. Diese Verletzungen entstehen zum Beispiel im Straßenverkehr, im Haushalt, bei Rohheitsdelikten oder bei sportlichen Aktivitäten. Anfällige Sportarten können Individualsportarten wie Radfahren, Reiten oder Skifahren bzw. Kontaktsportarten wie Boxen, Fußball oder Handball sein [7, 26]. Im Jahr 2009 wurden in Deutschland 72.840 Operationen am Kiefer- und Gesichtsschädelknochen durchgeführt. Die am häufigsten betroffene Gruppe von Patienten sind Männer im Alter von 15 bis 45 Jahren [32]. Dies stimmt mit den Untersuchungen der Gruppe Burm et al., 1998 [4] überein. Diese stellte fest, dass die meisten Frakturen der medialen Orbitawand und des Orbitabodens im Alter zwischen 30 und 39 Jahren auftreten. Dabei werden über die Hälfte aller Frakturen durch eine Tätlichkeit wie einem Faustschlag, einen Tritt oder durch einen Schlag mit einem stumpfen Objekt verursacht [4].

Für die wissenschaftliche Untersuchung dieser Frakturen gibt es prinzipiell verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung. Zum einen die Analyse der klinischen Befunde der stattgefundenen Traumen. Weiterhin stehen biomechanische Studien zur Verfügung. Diese werden entweder durch Kadaverstudien am Schädelknochen oder durch Simulationsstudien mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) vorgenommen. Die Simulation des Mittelgesichts wurde bisher aufgrund der Komplexität der Anatomie kaum verfolgt, obwohl die Technik der biomechanischen Untersuchung mit Hilfe der FEM in anderen Bereichen und medizinischen Disziplinen schon seit Langem erfolgreich eingesetzt wird. Zu diesen Disziplinen gehört zum Beispiel die Hüftendoprothetik, wo mit Hilfe dieser Methode unter anderem Implantate optimiert werden und der Einfluss der Muskelkräfte am Becken untersucht wird [11, 12, 16, 24, 31]. Ein weiterer Bereich sind Untersuchungen am Unterkiefer, bei der das Knochenwachstum genauer untersucht wird [14]. Des Weiteren wird in der Unfallchirurgie versucht, mittels der FEM bestimmte Traumen besser zu verstehen [28].

Das Ziel dieser Arbeit ist daher ein biomechanisches Modell des Mittelgesichts zu erstellen und anhand diesem die Mechanismen von typischen Verletzungen nachzustellen und mit Hilfe der auftretenden Bruchbilder diese besser zu verstehen. Es wurden in diesem Zusammenhang typische Traumata aus Sport und Freizeit untersucht.

Zum einen wurde der Zusammenstoß von zwei Köpfen betrachtet. Diese Verletzung tritt relativ häufig bei sportlichen Aktivitäten (z. B. Fußball) oder gewalttätigen Auseinandersetzungen auf und ist meist Teil von komplexen Mittelgesichtsfrakturen [27, 39]. Zu diesem Zweck wurde das Simulationsmodell zuerst anhand von experimentellen Studien aus der Literatur verifiziert [1, 2, 19, 37]. Die Versuchsaufbauten der Studien wurden virtuell nachgestellt und die realen Ergebnisse bzw. Bruchbilder mit denen der Finite Elemente Analyse verglichen [19, 37]. In diesem Zusammenhang kann auch der Einfluss des den Knochen umgebenden Weichgewebes auf den eigentlichen knöchernen Impakt anhand der Bruchbilder beurteilt werden. Weiterhin wurde näher auf die Auswirkungen eines Kopfstoßes eingegangen und wie diese beurteilt werden können. Die Simulationsergebnisse des Kopfstoßes können anschließend mit Fällen aus dem Klinikalltag anhand der Bruchbilder und mit Hilfe der von Mises Spannung und dem Fließkriterium verglichen werden.

Des Weiteren wurde in dieser Arbeit versucht, mit Hilfe des erstellten Schädelmodells den Mechanismus zu verstehen, welcher für die Entstehung von Frakturen der kaudalen und medialen Orbitawand verantwortlich ist. Diese Art der Frakturen sind häufig und haben eine hohe klinische Relevanz, da sie mit schwerwiegenden funktionellen und ästhetischen Beeinträchtigungen einhergehen können (z. B. Doppelbilder, Enophthalmus und/oder Blindheit) [4, 17, 23]. Es gibt mehrere Theorien über die Ursache dieser Frakturen, wobei noch nicht alle Auswirkungen der Randbedingungen der experimentellen Studien wie das Alter der Präparate genau geklärt sind [2, 10, 37, 40]. Zum Ersten wird die Knochentransmission diskutiert, wobei die Kraft des Einschlags des Traumas durch die Knochenstruktur weitergeleitet wird und somit die dünnen Knochenbereiche der Orbita schädigt. Zum Zweiten wird bei Blow-out Frakturen der hydraulische Mechanismus angeführt. Bei dieser Theorie wird davon ausgegangen, dass das Gewebe in der Orbita durch das Trauma komprimiert und daraufhin ein Druck aufgebaut wird, der die schwächsten Regionen wie

die mediale Orbitawand frakturiert. Für die Untersuchung der Mechanismen der Blow-out-Fraktur wurde ein virtuelles Experiment angelehnt an die Literatur entwickelt und simuliert [1, 2, 19, 37]. Die Ergebnisse der Untersuchung können ebenfalls wieder mit Patientenfällen aus der Klinik verglichen werden.

Um diese Fragestellungen zu beantworten, wurde eine Finite Elemente Analyse mit einem Finite Volumenelemente Modell des Schädelknochens durchgeführt. Weiterhin kann somit gezeigt werden, inwieweit biomechanische Probleme mit Hilfe der Methoden der Computersimulation untersucht werden können.

1.1 Stand der Technik

Bereits seit Jahren wird in verschiedenen Bereichen und medizinischen Disziplinen die FEM erfolgreich zur Unterstützung und Analyse eingesetzt. In der Hüftendoprothetik wurde zum Beispiel untersucht, inwieweit verschiedene Verankerungsstrategien einen Einfluss auf das Knochenwachstum durch Mikrobewegungen im Interface zwischen Implantat und acetabularen Knochenlager haben [11, 31]. Außerdem wurde in diesem Zusammenhang mit Hilfe der FEM in Verbindung mit Mehrkörpersimulationen untersucht, inwieweit bestimmte Bewegungen wie das Aufstehen aus verschiedenen Höhen durch die Muskelkräfte der beteiligten Muskeln einen Einfluss auf diese Mikrobewegungen im Implantatinterface in der postoperativen Phase haben [16]. Weiterhin wurden am Becken mittels der FEM verschiedene Modellierungsansätze und Randbedingungen untersucht und verglichen [24]. Am Unterkiefer wurde erfolgreich anisotropes Materialverhalten des Knochens simuliert, um eine realistischere Antwort des Knochenmodells auf eine äußere Belastung zu erhalten [14] und in der Unfallchirurgie versucht man anhand der FEM-Simulationen die Mechanismen von Beckenbrüchen und den Einfluss des Bandapparates am Becken besser zu verstehen [28].

Trotz der großen Häufigkeit von Kiefer- und Mittelgesichtsfrakturen gibt es nur wenige biomechanische Simulationen auf diesem Gebiet. Mit Hilfe der FEM wurden einige Untersuchungen durchgeführt, welche isolierte Orbitawandfrakturen betreffen. Diese wurden durch Simulation von Einschlägen definierter Objekte auf den infraorbitalen Rand realisiert [19, 20].

Weiterhin wurden bereits bei älteren Studien versucht, aus CT-Daten ein geometrisches Modell und daraus ein Modell von finiten Volumenelementen eines Schädelknochens zu erstellen [15, 25]. In diesen Studien wurde das für eine biomechanische Simulation notwendige Materialmodell mit Hilfe von herkömmlichen Festigkeitsversuchen bestimmt und in die Simulation implementiert.

Bei Nagasao et al., 2006 [19] sowie Nagasao et al., 2010 [20] wurden dazu ein biomechanisches Finite Elemente Modell eines Schädelknochens erstellt, indem eines von acht bzw. zehn trockenen Schädelpräparaten mit Messpunkten versehen und mit einem 3D Scanner vermessen wurde. Anschließend wurden die ermittelten Koordinaten der Messpunkte in ein FEM-Programm transferiert und ein geometrisches Modell des Schädelknochens bestehend aus 824 bzw. 2178 Teilkörpern erstellt. Diesen Teilkörpern wurde eine spezifische Dicke zugeordnet, welche direkt vom Schädelpräparat mittels einer Messuhr ermittelt wurde. Das geometrische Modell wurde danach mit bis zu 248.000 finiten 10-Knoten Tetraeder-Volumenelementen vernetzt. Das Volumenmodell wurde bereichsweise anhand der Teilkörper mit einem homogenen E-Modul und einer zugehörigen Querkontraktionszahl versehen. Des Weiteren wurde für jeden Teilbereich eine spezifische Streckgrenze definiert, welche mit Hilfe einer Festigkeitsprüfung einer entsprechenden Knochenprobe des Schädelpräparats ermittelt wurde.

Anschließend wurde eine quasi dynamische bzw. statische Analyse mit Hilfe einer FEM-Software durchgeführt, wobei ein Aufschlag von 400 g schweren Gewichten aus 1,2 m Höhe auf den infraorbitalen Rand in der Weise simuliert wurde, dass der Impuls der auftreffenden Gewichte in eine Kraft bzw. einen Druck umgerechnet und an der entsprechenden Einschlagsstelle angetragen wurde.

In der Studie Krabbel et al., 1995 [15] wurde das Schädelmodell anhand von CT-Daten erstellt, wobei die geometrischen Strukturen in den Schnittebenen nachgebildet und in ein Vernetzungsprogramm importiert wurden. Anschließend wurden zuerst 2D finite Elemente in der Schnittebene erzeugt und dann per Hand die 2D Elemente der verschiedenen Schnitte zu Solidelementen verbunden. Das Schädelmodell wurde somit mit 1342 Elementen vernetzt. Das für die Simulation notwendige Materialmodell wurde mit Hilfe eines Zugversuches an frischen Kno-

chenproben ermittelt. Aus den aufgenommenen KraftVerlängerungsDiagramm bzw. Spannungs-Dehnungs-Diagramm wurde ein elastisch-plastisches Materialverhalten des Knochens für die Simulation entwickelt, welches mit dem tatsächlichen Knochenprobenverhalten abgeglichen wurde. Anschließend wurden mit einem Mehr-Körper-Simulations-Programm Eingangsdaten für eine Simulation erzeugt. Mit diesen Eingangsdaten und dem entwickelten Materialmodell können daraufhin Spannungen und Dehnungen berechnet und mit diesen dann virtuell Bereiche von Knochenbrüchen dargestellt und analysiert werden.

In der Studie Remmler et al., 1998 [25] wurde ebenfalls mit Hilfe von CT-Daten ein partielles Knochenmodell eines Schädelknochens erzeugt. Dazu wurde aus den rekonstruierten Schnitten der axialen, koronalen und sagittalen Ebene ein Gitter für die Innen- und Außenseite aus Kurven erstellt, welches in einem FEM-Programm in ein Volumenmodell umgewandelt wurde. Dieses wurde anschließend mit 2894 tetraedrischen Volumenelementen vernetzt. In dieser Studie wurde das Materialmodell ebenfalls mit Hilfe einer Festigkeitsprüfung ermittelt. Dazu wurde eine Knochenprobe einem Drei-Punkt-Biegeversuch unterzogen. Zur Ermittlung der Materialparameter wurde ein finites Elementmodell eines Balkens erzeugt und die Parameter angepasst bis die Verformungen des Modells mit denen der Knochenprobe korrelierten. Alle Berechnungen in dieser Studie wurden linear gelöst.

2 Materialien und Methoden

2.1 Voruntersuchung

Bei den Voruntersuchungen wurden die Schädelknochenmodelle sowie das Modell des Weichgewebes anhand eines Patienten CT-Datensatzes (Siemens Volume Zoom Plus, 1 mm Schichtdicke) ohne auffällige anatomische Anomalien und Verletzungen erstellt. Dieser wurde mit Hilfe des Bildverarbeitungsprogramms VworksTM 4.0^{Surgery}, (Cybermed Co., Seoul, Korea) segmentiert und in ein Oberflächennetz umgewandelt. Dieses wurde dann als VRML Datei in das CFD Modul ANSYS ICEM CFD 12.0.1, (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) importiert und mit tetraedrischen Volumenelementen vernetzt (Abbildung 1A).

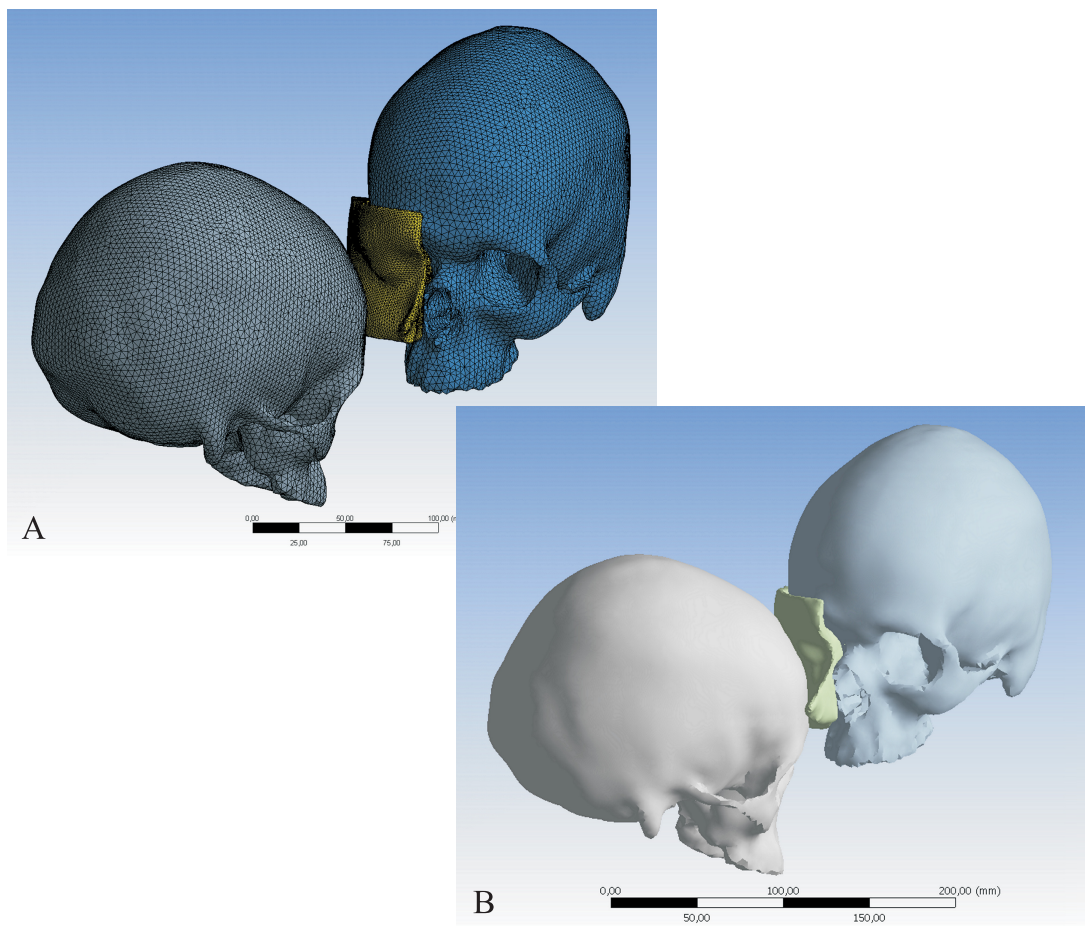


Abbildung 1: A: Finite-Element-Vernetzung der Schädelknochen und des Weichgewebes. B: Darstellung des Momentes des Einschlags beim Szenario mit Weichgewebe.

Die Vernetzung mit den finiten Volumenelementen wurde dann in die FEM Software ANSYS Workbench[®] v12.0.1, (ANSYS Inc.) übertragen und mit Hilfe einer expliziten dynamischen Berechnung gelöst. Bei allen Analysen wurde auf die Untersuchung und Bewertung des Unterkiefers verzichtet, da dieser nicht ein Gegenstand der Untersuchung war.

Als Materialmodell für den Schädelknochen wurde ein homogenes E-Modul von 13.500 MPa definiert [19, 20]. Weiterhin wurde für die dynamische Berechnung eine Dichte für den Schädelknochen von $1,592 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ festgelegt [5]. Die Querkontraktionszahl wurde laut Literatur auf 0,326 gesetzt [12, 19, 20]. Für das simulierte Weichgewebe wurde anhand der Literatur ein E-Modul von 1 MPa und eine Querkontraktionszahl von 0,495 definiert. Weiterhin wurde für das Fett-, Muskel- und Hautgewebe im Verbund ohne weitere Differenzierung eine Dichte von ballistischer Seife von $1,1 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ übernommen [13, 21, 22].

Für die Untersuchung wurde eine Geschwindigkeit für den Zusammenstoß von $6,5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ verwendet, was einer Geschwindigkeit bei vollem Lauf entspricht [3]. Der Vektor des Impulses der Geschwindigkeit wurde in distaler Richtung angetragen. Der Zusammenstoß erfolgte dazu unter einem Winkel von 15° in kranialer Richtung bezüglich der Frankfurter Horizontalebene des einschlagenden Schädels. Dabei trifft der einschlagende linke Schädel das Jochbein und den superolateralen orbitalen Rand der rechten Orbita des rechten Schädels (Abbildung 1B).

Der Kontakt zwischen dem Weichgewebe und dem zu untersuchenden Schädel wurde als Verbund definiert. Der Kontakt zwischen dem einschlagenden Schädel und dem Schädel-Gewebe-Verbund wurde als reibungsloser Körperkontakt festgelegt.

Die Ergebnisauswertung wurde anhand der von Mises Spannung und des Fließkriteriums vorgenommen. Dabei wird angenommen, dass Spannungen oberhalb des Fließkriteriums von 150 MPa, bei flächendeckender Überschreitung der Fließgrenze im Querschnitt der Knochenstruktur, den Knochen versagen lassen [6, 20].

2.2 Veröffentlichung 1 (Anhang E)

Die Segmentierung wurde wie in der Voruntersuchung vorgenommen. Das Oberflächennetz wurde anschließend ebenfalls in das CFD Modul ANSYS ICEM CFD 12.0.1 importiert und im Gegensatz zur Voruntersuchung mit 10-Knoten Tetraeder Volumenelementen vernetzt und in Vorbereitung auf die Materialparameterzuweisung sehr fein aufgelöst.

Bei den Materialmodellen der Analyse ist die Materialparameterzuweisung des Schädelknochens anhand des Patienten-CT Datensatzes besonders zu erwähnen. Dabei wird jedem Volumenelement ein spezifisches E-Modul zugewiesen. Dieses ergibt sich aus der Graustufe des Pixels, welches sich bezüglich des gleichen Koordinatensystems an der selben Stelle wie das entsprechende Volumenelement befindet. Der Graustufenwert wird zuerst in eine Hounsfield Einheit umgewandelt [34] und anschließend in ein E-Modul umgerechnet [18] (Abbildung 2). Der Schädel wurde außerdem mit einer homogenen Dichte von $1,591 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ und einer Querkontraktionszahl von 0,326 definiert [5, 12]. Für eine realistische Spannungsberechnung wurden die zugewiesenen E-Module auf ein Minimum von 11.000 MPa begrenzt.

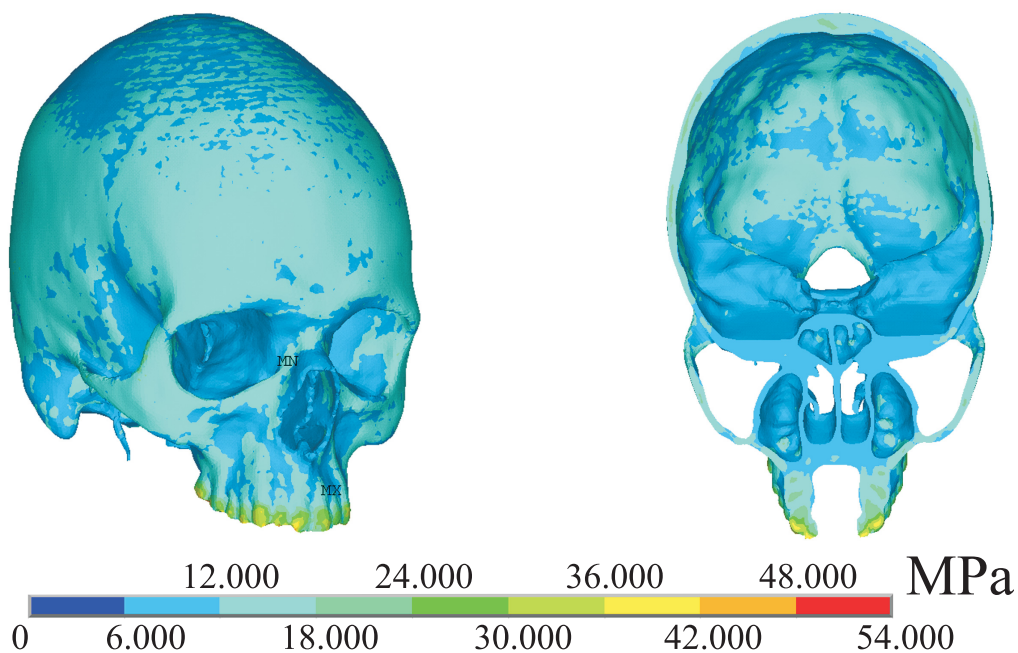


Abbildung 2: Darstellung der individuellen Materialparameterzuweisung der E-Module auf das Netz der Volumenelemente des Schädelknochens in MPa.

Die Randbedingungen für die Simulation wurden für den Kopfstoß von der Voruntersuchung übernommen. Für die Verifizierung des Schädelknochenmodells mittels der Impaktoren wurden die experimentellen Randbedingungen anhand der Literatur definiert [1, 2, 19, 37].

Für die Kontaktmodellierung wurde ein Reibungskontakt definiert, wobei zwischen den Impaktoren und dem Schädel ein Reibungskoeffizient von 0,3 und zwischen den Schädeln ein Koeffizient von 0,4 angenommen wurde [29, 35].

Die Ergebnisauswertung wurde wie bei der Voruntersuchung anhand der von Mises Spannung und des Fließkriteriums von 150 MPa vorgenommen. Bei Überschreiten des Fließkriteriums wird vom Versagen des Knochens ausgegangen.

2.3 Veröffentlichung 2 (Anhang F)

Bei der zweiten Veröffentlichung wurde die Segmentierung und die Modellerstellung des Schädels wie bei der ersten Veröffentlichung vorgenommen. Für eine noch realistischere Darstellung des Materialverhaltens des Schädelknochens wurde die Materialparameterzuweisung auf die Dichte erweitert (Abbildung 3).

Die zugewiesene Dichte wurde wie das zugewiesene E-Modul auch in dieser Untersuchung auf einen unteren Grenzwert beschränkt. Das E-Modul wurde auf 11.000 MPa und die Dichte auf $1 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ begrenzt.

Als äußere Belastung wurde ein Impaktor aus der Literatur verwendet [37]. Dieser schlägt an verschiedenen Stellen des Schädels unter einem Winkel von 20° bezüglich der Sagittalebene in dorsaler Richtung ein [8]. Somit können verschiedene Ursachen einer Blow-out-Fraktur wie die Knochentransmission, der hydraulische Mechanismus und eine Kombination aus beiden simuliert werden. Der Impuls des Impaktors wird mit einer Geschwindigkeit von $6 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ definiert, was einem geraden Fauststoß entspricht [38].

Die Kontaktdefinition zwischen dem Schädel und dem Impaktor wurde wie in der ersten Veröffentlichung als Reibungskontakt mit einem Reibungskoeffizient von 0,3 definiert.

Die Ergebnisauswertung wurde ebenfalls anhand der von Mises Spannung und des Fließkriteriums von 150 MPa vorgenommen. Dabei wird wiederum bei einem Überschreiten des Fließkriteriums von einem Versagen des Knochens ausgegangen.

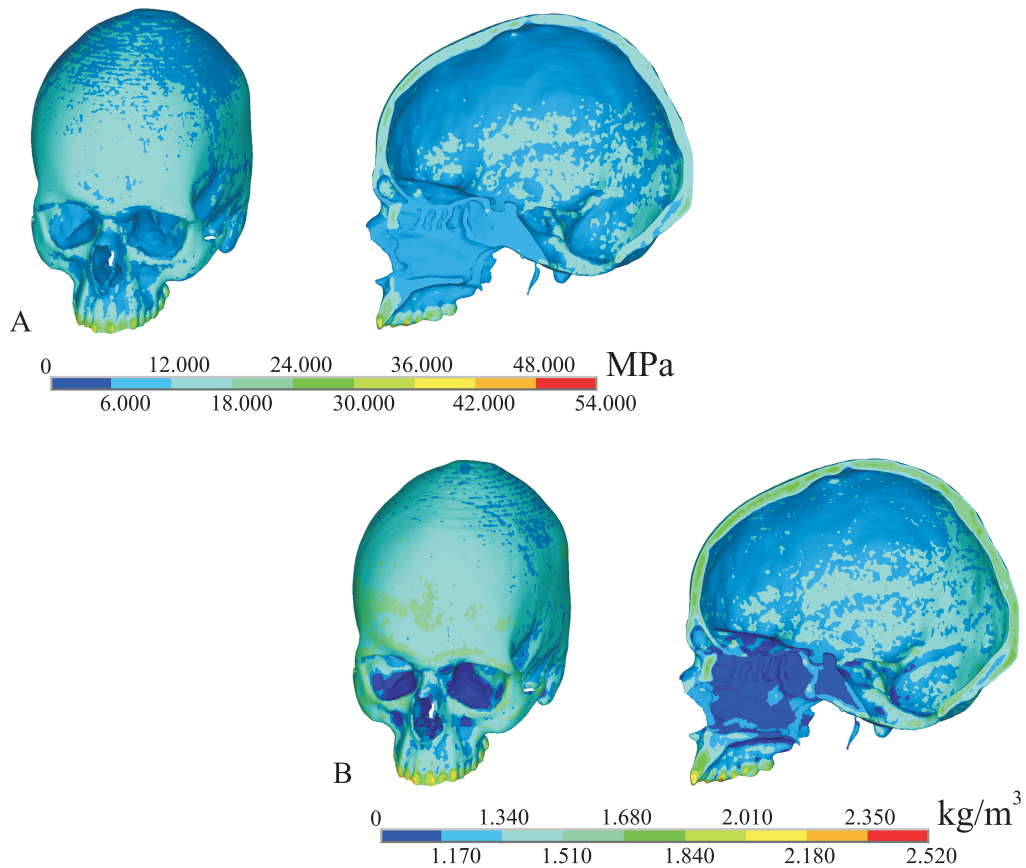


Abbildung 3: Darstellung der individuellen Materialparameterzuweisung der (A) E-Module in MPa und (B) Dichte in $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ auf das Netz der Volumenelemente des Schädelknochens.

2.4 Weiterführende Untersuchung

Die Modellierung des Schädelknochens wurde wie in der Voruntersuchung durchgeführt. Bei dieser Untersuchung wurde zusätzlich das virtuelle Auge mit in die Untersuchung einbezogen. Das Auge wurde anhand des Patienten CT-Datensatzes möglichst realitätsnah mit einem Durchmesser von $d_{\text{Auge}} = 25 \text{ mm}$ modelliert und entsprechend des CT-Datensatzes in der Augenhöhle positioniert. Im Gegensatz zu der Voruntersuchung wurde ein definierter Körper als Impaktor verwendet (Ab-

bildung 4A und 4B). Dazu wurden experimentelle Studien aus der Literatur herangezogen. Der Impaktor besteht aus Messing und ist 412 g schwer [19, 37]. Die Berechnungen wurden wie in den Veröffentlichungen transient dynamisch in der FEM-Software ANSYS Workbench[®] v12.0.1, (ANSYS Inc.) durchgeführt, wobei wie bei der Voruntersuchung ein konstantes, homogenes E-Modul für Knochen von 13.500 MPa angewandt wurde [19, 20].

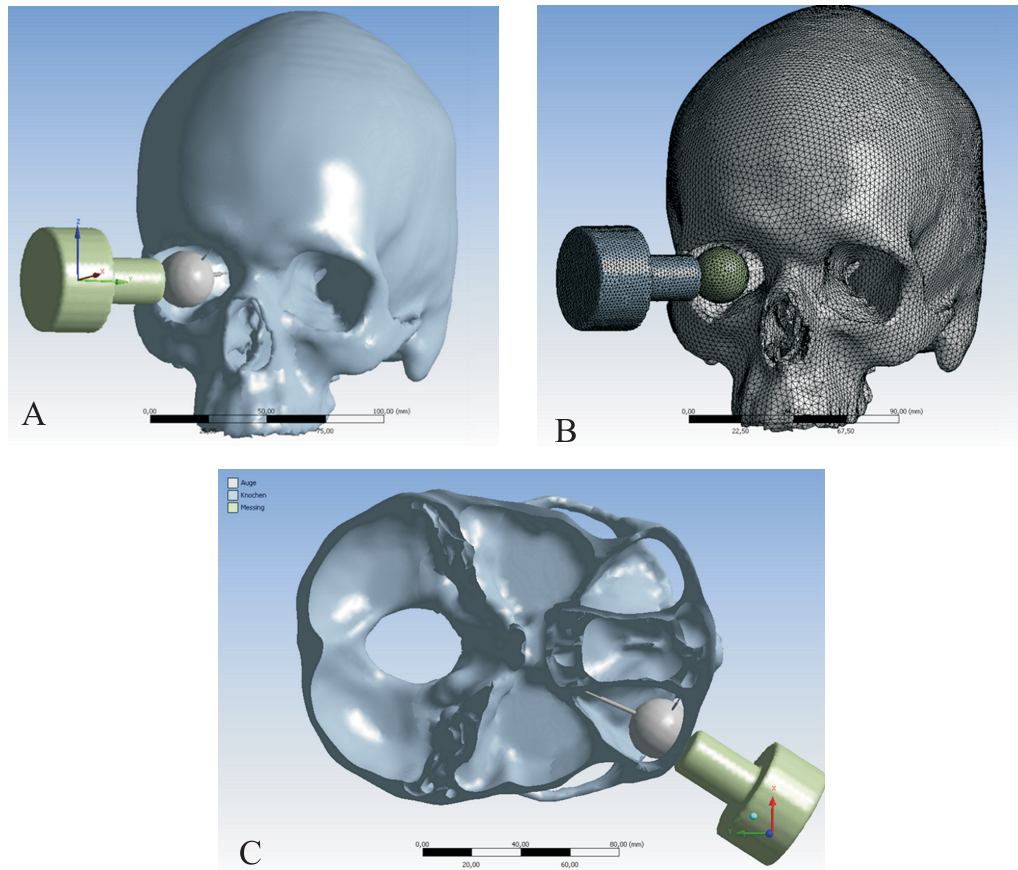


Abbildung 4: A: Darstellung der generierten Oberflächenmodelle. B: Darstellung der Volumenvernetzung mit Tetraederelementen. C: Schnittdarstellung des Schädels mit Blick auf die modellierten geraden und oberen, schrägen Muskeln am Auge und dem Impaktor.

Das Materialmodell des Impaktors aus Messing wurde anhand der Literatur mit einer Dichte von $\rho = 8,4 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$, einem E-Modul von $E = 100.000 \text{ MPa}$ und einer Querkontraktionszahl von $\nu = 0.37$ definiert [9, 37]. Das Materialmodell des Auges wurde wie bei der zweiten Veröffentlichung aus Daten der Literatur erstellt. Das Auge besteht zu 65 Prozent aus dem Glaskörper. Der Glaskörper des Auges wie-

derum besteht zu 98 Prozent aus Wasser. Das Kompressions- bzw. das E-Modul für Wasser ist somit mit 2.000 MPa definiert [30, 33]. Die Querkontraktionszahl des Auges wurde auf 0,47 gesetzt [36]. Diese entspricht in etwa der Querkontraktionszahl von Wasser mit 0,5. Weiterhin wurde auch die Dichte des Auges an der von Wasser $\rho = 1 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ orientiert.

Die Definition der Muskeln wurde als Dämpfer-Federelement vorgenommen. Zur Ermittlung der Federsteifigkeit wurde die Balkentheorie aus der technischen Mechanik herangezogen. Bei dieser Theorie kann die Federsteifigkeit eines Balkens durch dessen Dehn- bzw. Drucksteifigkeit bestehend aus dem E-Modul, dem jeweiligen Querschnitt und der dazugehörigen Länge des Balkens wie folgt definiert werden:

$$c_{\text{Muskel}} = \frac{E_{\text{Muskel}} \cdot A_{\text{Querschnitt}}}{l_{\text{Muskel}}} .$$

Das E-Modul eines Muskels kann ebenfalls mit 1 MPa angenommen werden [21, 22]. Für die Ermittlung der geraden Muskeln wurde eine Länge von $l_1 \approx 36 \text{ mm}$ und ein Durchmesser von $d_1 \approx 18 \text{ mm}$ angenommen. Für den oberen, schrägen Muskel wurde die Länge $l_2 \approx 21 \text{ mm}$ und der Durchmesser $d_2 \approx 10 \text{ mm}$ definiert. Damit ergeben sich zwei unterschiedliche Federsteifigkeiten der Muskeln:

$$c_1 \approx 7 \frac{\text{N}}{\text{mm}} \quad \text{und} \quad c_2 \approx 3,8 \frac{\text{N}}{\text{mm}} .$$

Für beide Federn wurde die Dämpfung mit $0,02 \frac{\text{N}}{\text{mm}} \cdot \text{s}$ definiert. Dies entspricht einem Erfahrungswert, der sich für die Berechnung als besonders geeignet herausstellte (Abbildung 4C).

Als Geschwindigkeit des Einschlages wurden $6 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ angenommen. Nach der Literatur entspricht dies einer durchschnittlichen Schlaggeschwindigkeit eines geraden Fauststoßes mit und ohne Handschuh unabhängig von der Gewichtsklasse der untersuchten Sportler [38]. Um den Einfluss des Einschlagimpulses zu bestimmen, wurden zwei verschiedene Winkel von etwa 30° und 50° bezüglich der Sagittalebene in dorsaler Richtung modelliert (Abbildung 5).

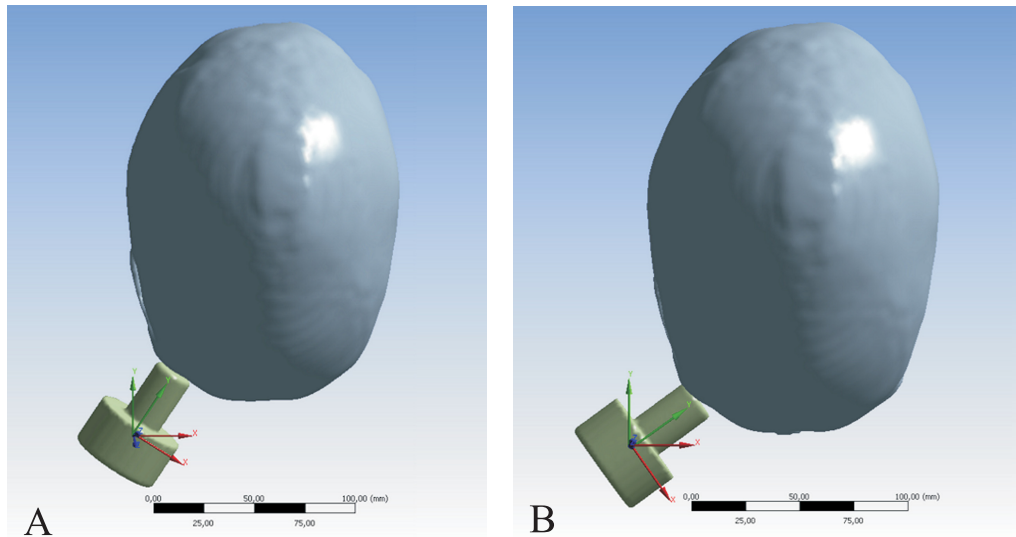


Abbildung 5: A: Darstellung des Einschlagwinkels von 30° bezüglich der Sagittalebene aus kaudaler Sicht. B: Darstellung des Einschlagwinkels von 50° bezüglich der Sagittalebene aus kaudaler Sicht.

Die Kontaktmodellierungen zwischen Auge und Knochen sowie zwischen Impaktor und Auge wurden wie in der zweiten Veröffentlichung vorgenommen. Bei der Ergebnisauswertung wurde wie bei allen Untersuchungen das Fließkriterium in Verbindung mit der von Mises Vergleichsspannung verwendet.

3 Ergebnisse

3.1 Voruntersuchung

Im Vergleich der beiden modellierten Szenarien zeigte sich kein direkter Einfluss des den Knochen umgebenden Weichgewebes auf das entstehende Bruchbild. Der Widerstand des Weichgewebes gegen den Aufschlag ist minimal (Abbildung 6). Bei der Berücksichtigung des Weichgewebes treten ebenso Frakturen im Bereich der infratemporalen Oberkieferwand, des Jochbogens, der Crista zygomaticoalveolaris und des superolateralen orbitalen Randes auf, die klinischen Frakturverläufen gleichen.

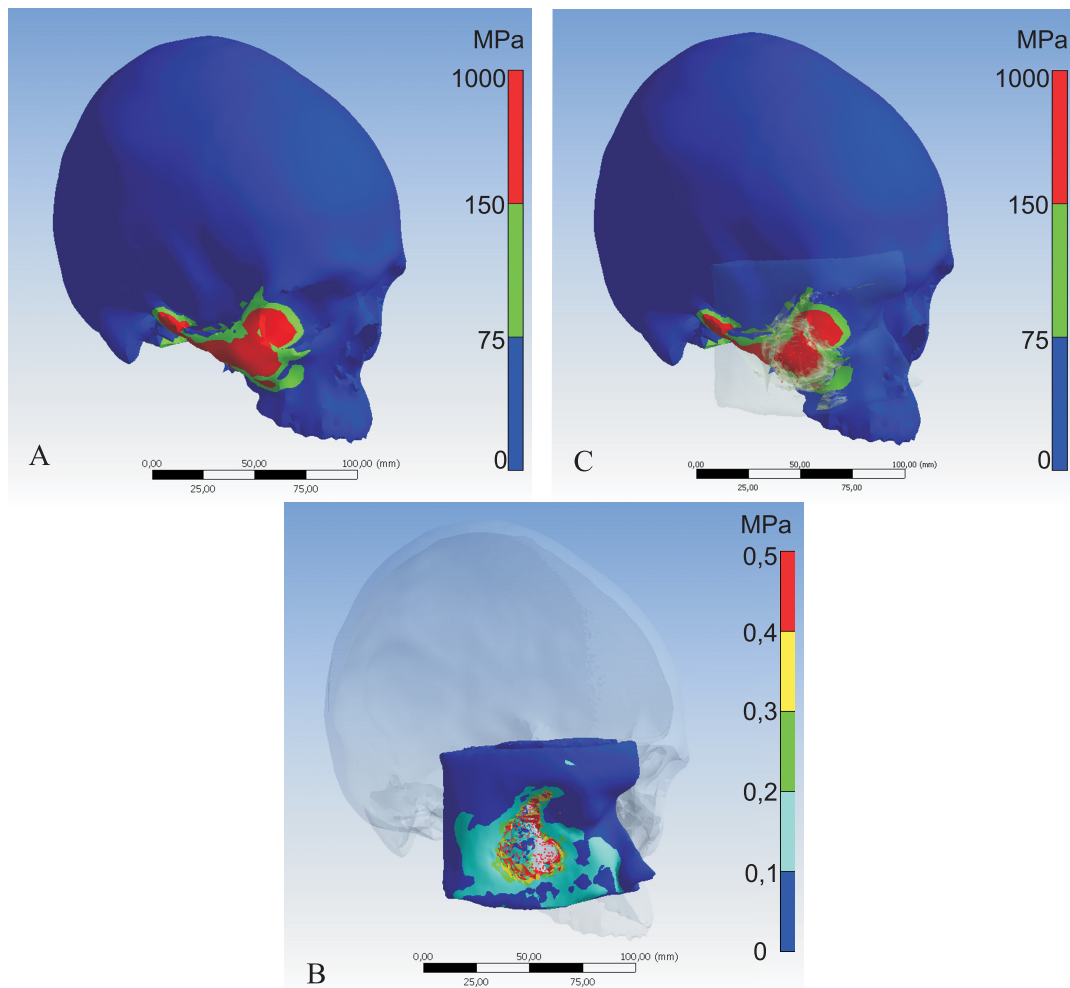


Abbildung 6: A: Verteilung der Spannung am Schädel mit Weichgewebe mit einem kritischen Bereich oberhalb des Fließkriteriums von 150 MPa [20]. B: Verteilung am Weichgewebe. C: Verteilung der Spannung am Schädel ohne Weichgewebe mit dem kritischen Bereich oberhalb von 150 MPa.

Somit kann für die folgenden Untersuchungen das Weichgewebe des Gesichts in Bezug auf die Beurteilung der Beanspruchung des Schädelknochens aufgrund äußerer Belastungen vernachlässigt werden. Dies vereinfacht die Modellierung weiterer Traumaszenarien und verringert die entsprechenden Simulationszeiten.

3.2 Veröffentlichung 1 (Anhang E)

In der ersten Veröffentlichung konnten die Ergebnisse der Voruntersuchung bestätigt werden. Die Auswirkungen eines Kopfstoßes konnten im Detail dargestellt werden. Durch die feinere Vernetzung des Schädelmodells kann die Spannungsverteilung der von Mises Spannung differenzierter abgebildet werden (Abbildung 7).

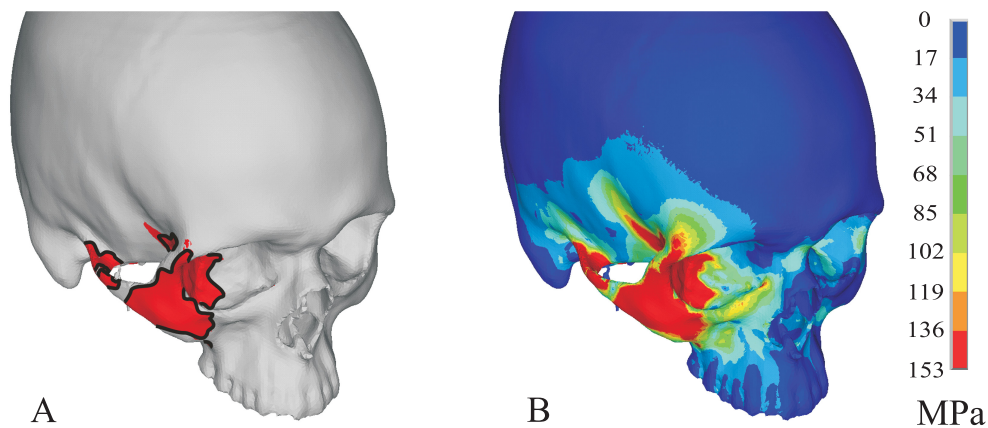


Abbildung 7: A: Darstellung der Bruchlinien zur Abbildung der Bereiche mit Knochenbrüchen. B: Verteilung der von Mises Spannungen am Schädel bis und oberhalb des Fließkriteriums von 150 MPa.

Weiterhin wurde die Kraft im Augenblick des Einschlags mit 45.000 N ausgewertet. Die Dauer des Einschlags wurde mit 2,5 ms bestimmt. Die Ergebnisse konnten weiterhin mit Befunden aus der klinischen Praxis verglichen werden (Abbildung 8).

Mit den Ergebnissen der ersten Veröffentlichung konnte gezeigt werden, dass mit der Materialparameterzuweisung ein verbessertes biomechanisches Schädelmodell erstellt wurde. Mit diesem kann die klinische Realität sehr gut abgebildet werden und unterstützt somit den Einsatz einer transienten Finite Elemente Analyse.

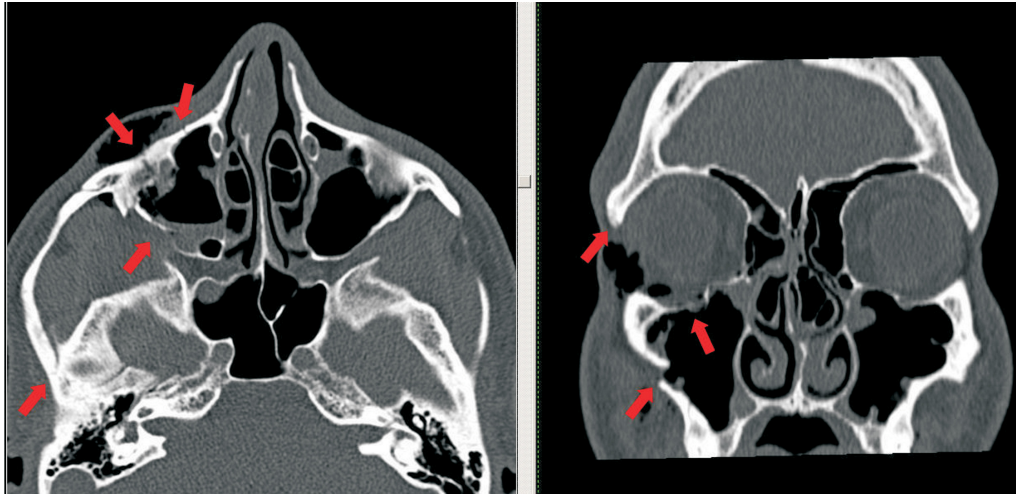


Abbildung 8: CT Datensatz eines Traumas verursacht durch einen Kopfstoß. Der Scan zeigt identische Bruchbilder wie durch die Berechnungsergebnisse dargestellt (Abbildung 7A). Die roten Pfeile zeigen die Bruchlinien.

3.3 Veröffentlichung 2 (Anhang F)

In der zweiten Veröffentlichung wurden die verschiedenen möglichen Ursachen einer Blow-out-Fraktur analysiert. Durch die Ergebnisse der Analyse kann gezeigt werden, dass ein Einschlag auf den infraorbitalen Rand und somit die Theorie der Knochentransmission als mögliche Ursache für eine Blow-out-Fraktur ausgeschlossen werden kann (Abbildung 9A).

Eine Fraktur der medialen Orbitawand konnte mit dem virtuellen Versuchsaufbau dieser Untersuchung nicht nachgestellt werden, wobei der direkte Einschlag auf das Auge dem klinischen Befund einer Blow-out-Fraktur mit dieser Symptomatik am nächsten kommt (Abbildung 9C). Dennoch konnten auch für diese Beanspruchungen entsprechende klinische Befunde gefunden werden (Abbildung 10).

In einer weiterführenden Untersuchung wurde das Schädelmodell weiter verbessert. Dazu wurde versucht realistischere Randbedingungen für die Simulation von Traumen mit Fraktur der medialen Orbitawand zu definieren.

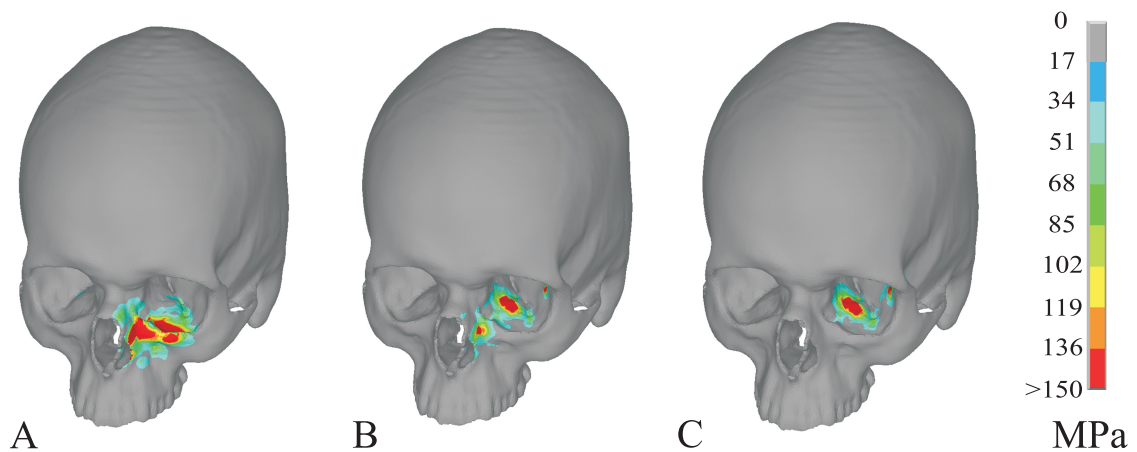


Abbildung 9: Verteilung der von Mises Spannung bis und oberhalb des Fließkriteriums von 150 MPa. A: Darstellung der Knochentransmission. B: Kombination aus Knochentransmission und hydraulischem Mechanismus. C: Darstellung des hydraulischen Mechanismus.

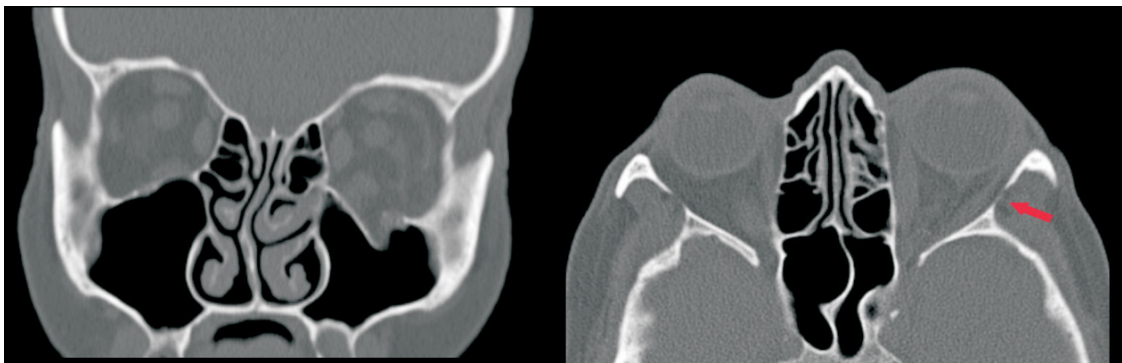


Abbildung 10: Klinischer Befund einer Orbitabodenfraktur, welche bis zur unteren Grenze der medialen Wand reicht. Im rechten Bild ist die Stelle im lateralen Orbitarand markiert, welche während des Einschlags ebenfalls beansprucht wird.

3.4 Weiterführende Untersuchung

Bei der Analyse der Ergebnisse der beiden modellierten Szenarien konnte festgestellt werden, dass der Winkel des Impulses des Einschlags einen erheblichen Einfluss auf die Entstehung einer Blow-out-Fraktur hat. Die Variation der Geschwindigkeit wurde in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt, kann aber wahrscheinlich auch als relevanter Faktor eingestuft werden. Weiterhin kann gezeigt werden, dass

die Simulation der geraden und oberen schrägen Muskeln am Auge als Dämpfer-Federelemente adequat sind und die klinische Realität durchaus realistisch abbilden können (Abbildung 13). Somit kann durch diese Untersuchung gezeigt werden, dass als Ursache für eine Blow-out-Fraktur der hydraulische Mechanismus erweitert werden und das Auge als Verursacher mit in Betracht gezogen werden kann (Abbildung 11 und 12).

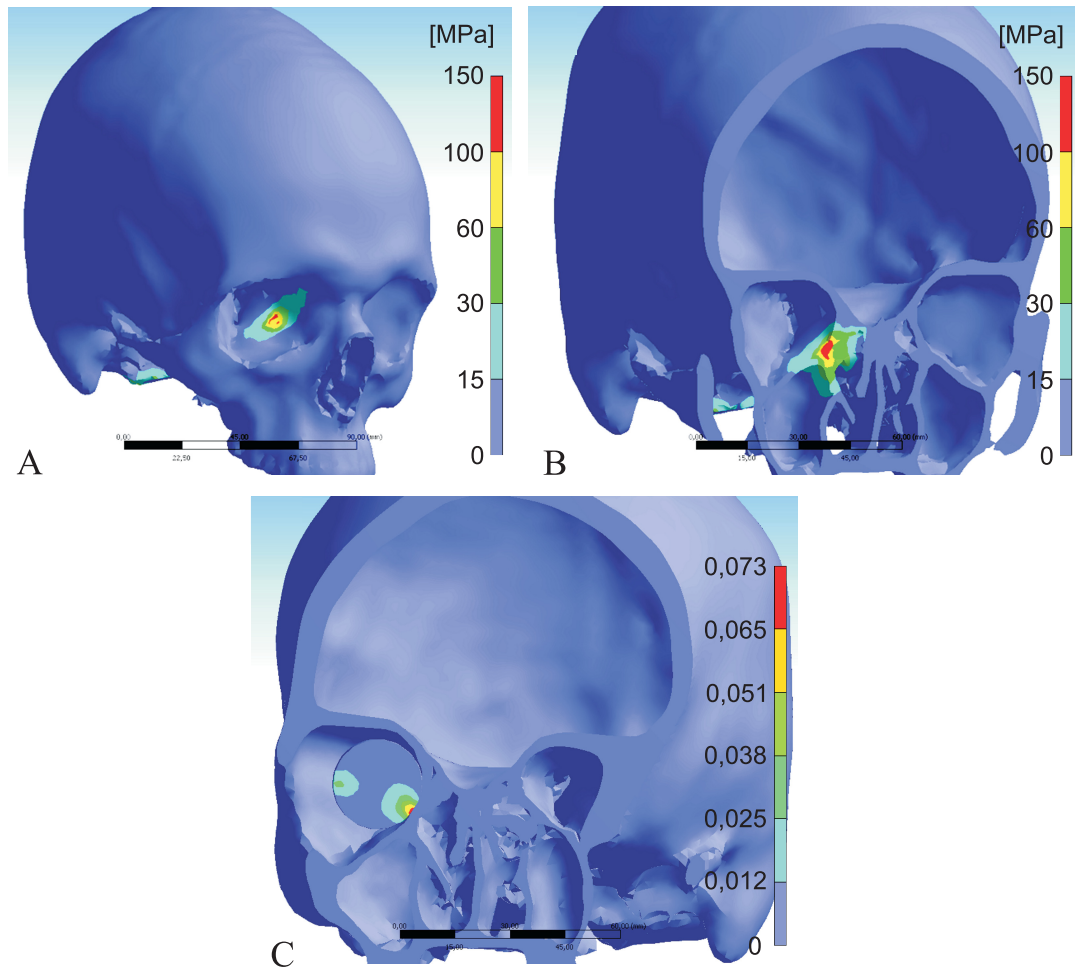


Abbildung 11: Ergebnisdarstellung für den Einschlag unter einem Winkel von 50°. A: Verteilung der von Mises Spannung am Schädel bis zur Fließgrenze von 150 MPa. B: Darstellung der von Mises Spannung im Schnitt. C: Verteilung der von Mises Dehnung im Schnitt bis und oberhalb der kritischen Dehnung von 0,068.

Beim Einschlag des modellierten Impaktors unter 50° tritt eine Spannungskonzentration der von Mises Spannung im Bereich der Lamina Papyracea im Bereich der Fließgrenze für Knochen von 150 MPa auf (Abbildung 11A). Der Bereich der Überschreitung der Fließgrenze betrifft den gesamten Querschnitt der medialen Or-

bitawand und somit kann von einer Fraktur der Wand ausgegangen werden (Abbildung 11B). Neben der Beeinflussung des Knochens durch den Einschlag ist auch das virtuelle Auge betroffen. Das Auge wird in diesem Szenario bei der Entstehung der Blow-out-Fraktur im Bereich der ertragbaren Dehnung von 0,068 beansprucht, welche zum Riss der Sklera führen kann (Abbildung 11C) [36]. Dies stellt jedoch im klinischen Alltag durch den Schutz des umgebenden Weichgewebes die Ausnahme dar.

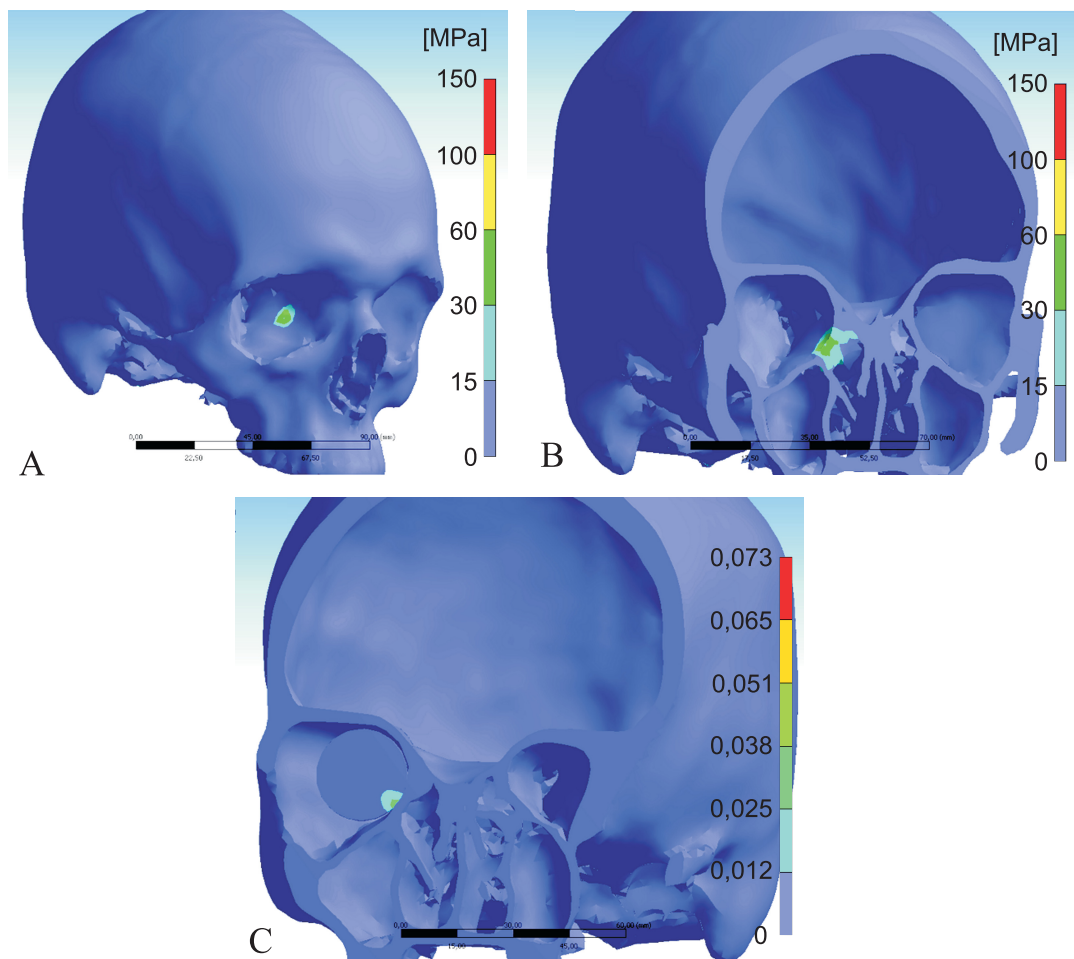


Abbildung 12: Ergebnisdarstellung für den Einschlag unter einem Winkel von 30°. A: Verteilung der von Mises Spannung am Schädel bis zur Fließgrenze von 150 MPa. B: Darstellung der von Mises Spannung im Schnitt. C: Verteilung der von Mises Dehnung im Schnitt bis und oberhalb der kritischen Dehnung von 0,068.

Das modellierte Szenario mit einem Einschlag unter dem Winkel von 30° zeigt eine geringere Spannungskonzentration der von Mises Spannung im Bereich der Lamina Papyracea (Abbildung 12A). Im Schnitt ist auch zu erkennen, dass im gesamten

Querschnitt der medialen Orbitawand keine kritische Spannung oberhalb des Fließkriteriums von 150 MPa auftritt (Abbildung 12A). Aufgrund dieser Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass bei einem Einschlag von 30° keine Blow-out-Fraktur auftritt. Die Dehnungen im Auge sind im Gegensatz zum Einschlag unter dem Winkel von 50° bei 30° ebenfalls geringer und weit unterhalb des kritischen Wertes von 0,068 (Abbildung 12C).

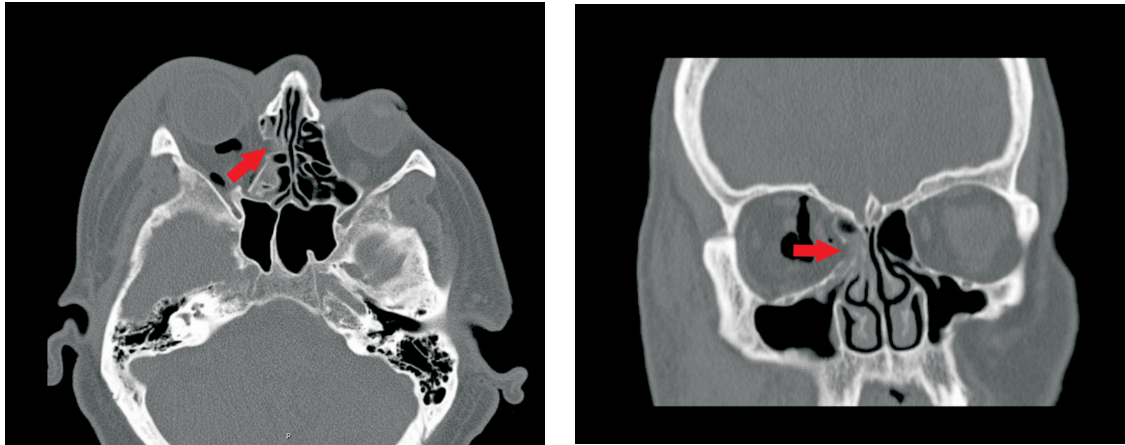


Abbildung 13: CT-Scan eines Traumas der medialen Orbitawand mit einem identischen Bruchbild wie in der Finiten-Element-Analyse beim Einschlag des Impaktors unter 50° dargestellt.

Die Position der simulierten Fraktur kann mit klinischen Befunden in Übereinstimmung gebracht werden. Hier sind Frakturen der medialen Orbitawand im selben Bereich der Lamina Papyracea zu finden wie in dieser Finite-Element-Analyse.

Somit kann die Modellierung mit den Muskeln des virtuellen Auges als strukturelles Dämpfer-Federelement als mögliche Methode der realistischen Abbildung einer Blow-out-Fraktur insbesondere der medialen Orbitawand angesehen werden.

Aufgrund der Ergebnisse dieser Untersuchung kann der hydraulische Mechanismus als Ursache einer Blow-Out Symptomatik erweitert werden bzw. eine neue Ursache für ein solches Trauma definiert werden.

Zur Absicherung der Ergebnisse dieser Untersuchung könnte in Folgeuntersuchungen eine fluidmechanische Simulation durchgeführt werden. Damit könnte geprüft werden, ob auch das in der Orbita befindliche Gewebe durch die Kompression des bewegten Auges einen ausreichenden Innendruck in der Orbita erzeugen kann, um die

dünnen Knochenstrukturen wie der Lamina Papyracea ebenfalls zu schädigen. Weiterhin kann eine Kombination aus struktureller und fluidmechanischer Simulation durchgeführt werden.

4 Diskussion

Die Untersuchungen dieser Arbeit haben gezeigt, dass die Computersimulation eine geeignete Methode zur Analyse biomechanischer Fragestellungen speziell auch im anatomisch komplizierten Mittelgesicht darstellt und Traumata der Orbita mit Hilfe der Finite-Elemente-Analyse nachgestellt werden kann.

In dieser Arbeit konnte erfolgreich ein Finite-Elemente-Modell des menschlichen Schädelknochens mit den anatomischen Besonderheiten des Mittelgesichts erstellt werden und mit definierten Randbedingungen simuliert werden. Die Ergebnisse der Untersuchungen dieser Arbeit konnten bei allen simulierten Szenarien mit experimentellen Ergebnissen oder klinischen Befunden abgeglichen werden. Die guten Übereinstimmungen können mit der Qualität der berechneten Spannungen erklärt werden. Die Qualität der Spannungsergebnisse kann durch die Auflösung des Finite-Elemente-Netzes beeinflusst werden. In den Veröffentlichungen dieser Arbeit wurde das Finite-Elemente-Modell des Schädelknochens deutlich feiner vernetzt, als bei allen bisherigen Studien. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass die in dieser Arbeit entwickelte Methodik für Parameterstudien zur Ermittlung der physikalischen Parameter, welche den Ablauf eines Traumas beeinflussen, geeignet ist.

Ein Nachteil der Modellierung dieser Arbeit ist die immer noch relativ grobe Segmentierung und Abbildung der dünnen Strukturen des Mittelgesichtes und des Siebbeins. Bei höherer bzw. feinerer Darstellung der Strukturen im Mittelgesicht sind noch genauere und realistischere Ergebnisse zu erwarten.

Eine eingehende Diskussion der Untersuchungen und speziell der Veröffentlichungen mit der aktuellen, internationalen Literatur ist in den beigefügten Publikationen enthalten (siehe Anhang E und F). Somit kann an dieser Stelle darauf verzichtet werden.

4.1 Ausblick

Die Methode biomechanischer Untersuchungen mit Hilfe der finiten Elemente stellt eine sinnvolle Ergänzung zu experimentellen Studien mit Präparaten dar, da die Untersuchungen in unbegrenzter Anzahl und Vielfalt virtuell vorgenommen werden können und nicht auf die Bereitstellung von Spenderpräparaten angewiesen ist. Die in dieser Arbeit erstellten Finite-Elemente-Modelle zeigen eine gute Übereinstimmung mit klinischen Befunden und experimentellen Ergebnissen. Die entwickelte biomechanische Methodik kann somit einfach, effektiv und kostengünstig als Ergänzung zu experimentellen Methoden eingesetzt werden, um die komplexen Belastungen bei bestimmten Unfallgeschehen zu ermitteln.

Für eine noch realistischere Abbildung klinischer Traumata sowie eine mögliche Einbindung in eine patientenindividuelle Behandlung sind Entwicklungspotentiale vorstellbar. Diese liegen in der Automatisierung des Arbeitsablaufes zur Erstellung der Finite-Elemente-Modelle und in der Verbesserung der Auflösung des virtuellen Schädelknochens durch neue Algorithmen bei der Segmentierung der Knochenstrukturen. Zusätzlich wird die Verbesserung der Bildgebungsqualität sicher zu genaueren Ergebnissen einer Finite-Elemente-Analyse führen, da bei einer Schichtdicke des CT Datensatzes von 1 mm und einer Auflösung der Pixel von 0,44 mm Knochenstrukturen gerade im Mittelgesicht von etwa 0,27 mm schwer abzubilden sind und ein Problem für die Modellerstellung darstellen.

Weiterhin ergeben sich Möglichkeiten zur Verbesserung und Testung von Implantaten und Schutzausrüstungen im Sport sowie deren Design. In diesem Zusammenhang kann mittels der biomechanischen Finite-Elemente-Analyse auch die sich aus diesen Hilfsmitteln ergebende Belastung bzw. Unterstützung der Knochenstrukturen im Schädel ermittelt werden.

Zusammenfassung der Arbeit

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. rer. med.

Untersuchung von zentrolateralen Mittelgesichtsfrakturen mit Hilfe eines biomechanischen Modells

eingereicht von:

Andreas Schaller

angefertigt an der:

Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie;
Universitätsklinikum Leipzig AöR

betreut von:

PD Dr. Dr. Thomas Hierl

Mai - 2012

Aufgrund ihrer großen Häufigkeit liegen Mittelgesichtsfrakturen auf Platz Eins aller Schädelfrakturen. Gründe hierfür können sportliche Aktivitäten, Unfälle und oder gewalttätige Auseinandersetzungen sein. Trotz der klinischen Relevanz dieser Thematik gibt es kaum biomechanische Untersuchungen dieser Traumen und der daraus entstehenden Bruchbilder. Die in der Literatur vorhandenen biomechanischen Simulationen behandeln lediglich isolierte orbitale Frakturen an Ausschnitten des Schädels bzw. des Mittelgesichts mit vereinfachten Belastungen und Randbedingungen. Die meisten Studien sind experimentelle Kadaverstudien, welche in der

Anzahl der Durchführung und der Komplexität des untersuchten Traumas begrenzt sind. Daher bietet es sich an, biomechanische Untersuchungen und Studien an virtuellen Modellen wie Finite-Elemente-Modellen vorzunehmen.

In dieser Arbeit wurde daher als Erstes versucht mit Hilfe eines Patienten CT-Datensatzes ohne besondere anatomische Auffälligkeiten und Verletzungen ein realistisches Finite-Elemente-Modell eines kompletten Schädels zu erzeugen. Der CT-Datensatz wurde dazu mit einer Segmentierungssoftware segmentiert und anschließend in eine FEM-Software importiert und mit Volumenelementen vernetzt. Als Zweites wurden mit dem verifizierten Schädelmodell Untersuchungen komplexer Mittelgesichtsfrakturen und bestimmter Traumamechanismen mit Hilfe der FEM-Software vorgenommen.

Für die Auswertung wurde die von Mises Vergleichsspannung in Verbindung mit der Theorie des Fließkriteriums und der Fließgrenze mechanischer Strukturen herangezogen. Beim Auftreten von Spannungen, welche die Fließgrenze überschreiten, tritt eine Schädigung des Knochens auf. Ist die knöcherne Struktur über den ganzen Querschnitt hinweg oberhalb der Fließgrenze beansprucht, wird von einem Bruch des Knochens ausgegangen. Anschließend wurden die Simulationsergebnisse mit klinischen Befunden verglichen. Die Ergebnisse konnten erfolgreich mit den klinischen Befunden abgeglichen werden. Somit konnten die angenommenen Randbedingungen dieser Arbeit und die Modellierung des Schädelknochens verifiziert werden und die Aussagekraft sowie der biomechanische Nutzen der Finite-Elemente-Methode herausgestellt werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass mit Methoden der Computersimulation biomechanische Fragestellungen und Mechanismen untersucht werden können und im Gegensatz zu experimentellen Studien keine Begrenzungen der Untersuchungen durch eine limitierte Anzahl von Präparaten vorhanden sind.

Literatur

- [1] Ahmad F, Kirkpatrick WN, Lyne J, Urdang M, Garey LJ, Waterhouse N. Strain gauge biomechanical evaluation of forces in orbital floor fractures. *Br J Plast Surg*. 2003; 56(1): 3-9.
- [2] Ahmad F, Kirkpatrick NA, Lyne J, Urdang M, Waterhouse N. Buckling and hydraulic mechanisms in orbital blowout fractures: fact or fiction? *J Craniofac Surg*. 2006; 17(3): 438-41.
- [3] Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech*. 1999; 32: 1349-53.
- [4] Burm JS, Chung CH, Oh SJ. Pure orbital blowout fracture: new concepts and importance of medial orbital blowout fracture. *Plast Reconstr Surg*. 1999; 103(7): 1839-49.
- [5] Dechow PC, Nail GA, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol*. 1993; 90(3): 291-306.
- [6] Duddeck H. Traglasttheorie der Stabtragwerke. Abschnitt F im Betonkalender 1984. Band 2. Deutschland: Ernst & Sohn, 1984.
- [7] Elhammali N, Bremerich A, Rustemeyer J. Demographical and clinical aspects of sports-related maxillofacial and skull base fractures in hospitalized patients. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 39(9): 857-62.
- [8] Fujino T. Experimental 'blowout' fracture of the orbit. *Plast Reconstr Surg*. 1974; 54: 81-2.
- [9] Grote KH, Feldhusen J. Dubbel - Taschenbuch fuer den Maschinenbau. 22. Auflage. Berlin, Deutschland: Springer-Verlag, 2007.
- [10] Hampson D. Facial injury: a review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessments. *J Biomech*. 1995; 28: 1-7.

- [11] Hsu J, Lai K, Chen Q, Zobitz ME, Huang H, An K, Chang C. The relation between micromotion and screw fixation in acetabular cup. *Comput Methods Programs Biomed.* 2006; 84(1): 34-41.
- [12] Huiskes R. Finite element analysis of acetabular reconstruction. *Arcta Orthop.* 1987; 58: 620-25.
- [13] Kneubuehl BP, Coupland RM, Rothschild MA, Thali M. Wundbalistik - Grundlagen und Anwendungen. 3. Auflage. Deutschland: Springer, 2008.
- [14] Kober C, Sader R, Thiele H, Bauer HJ, Zeilhofer HF, Hoffmann KH, Horch HH. Numerische Simulation (FEM) des menschlichen Unterkiefers: Validierung der Umsetzung der Kaumusculatur. *Biomed Tech.* 2000; 45: 199-205.
- [15] Krabbel G and Appel H. Development of a Finite Element Model of the Human Skull. *J Neurotraum.* 1995; 12(4): 735-42.
- [16] Kunze M, Schaller A, Steinke H, Scholz R, Voigt C. Combined multi-body and finite element investigation of the effect of the seat height on acetabular implant stability during the activity of getting up. *Comput Methods Programs Biomed.* 2012; 105(2): 175-82.
- [17] Lang W. Traumatic enophthalmos with retention of perfect acuity of vision. *Trans Ophthalmol Soc, UK.* 1889; 9: 41-5.
- [18] Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech.* 2003; 36(7): 897-904.
- [19] Nagasao T, Miyamoto J, Nagasao M, Ogata H, Kaneko T, Tamaki T, Nakajima T. The effect of striking angle on the buckling mechanism in blowout fracture. *Plast Reconstr Surg.* 2006; 117(7): 2373-80.
- [20] Nagasao T, Miyamoto J, Shimizu Y, Jiang H, Nakajima T. What happens between pure hydraulic and buckling mechanisms of blowout fractures? *J Craniomaxillofac Surg.* 2010; 38(4): 306-13.
- [21] Ophir J, Cespedes I, Garra B, Ponnekanti H, Huang Y, Maklad N. Elastography: ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo. *EJU.* 1996; 3: 49-70.

- [22] Parker KJ, Huang SR, Musulin RA, Lerner RM. Tissue response to mechanical vibrations for "Sonoelasticity Imaging". *Ultrasound in Med & Biol.* 1990: 16(3): 241-46.
- [23] Pearl RM and Vistnes LM. Orbital blowout fractures: An approach to management. *Ann Plast Surg.* 1978: 1: 267-70.
- [24] Phillips ATM, Pankaj P, Howie CR, Usmani AS, Simpson AHRW. Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Med Eng Phys.* 2007: 29(7): 739-48.
- [25] Remmler D, Olson L, Ekstrom R, Duke D, Matamoros A, Matthews D, Ullrich CG. Pre-surgical CT/FEA for craniofacial distraction: I. Methodology, development, and validation of the cranial finite element model. *Med Eng Phys.* 1998: 20: 607-19.
- [26] Roccia F, Diaspro A, Nasi A, Berrone S. Management of sport-related maxillofacial injuries. *J Craniofac Surg.* 2008: 19: 377-82.
- [27] Rohner D, Tay A, Meng CS, Hutmacher DW, Hammer B. The sphenozygomatic suture as a key site for osteosynthesis of the orbitozygomatic complex in panfacial fractures: a biomechanical study in human cadavers based on clinical practice. *Plast Reconstr Surg.* 2002: 110(6): 1463-75.
- [28] Shim V, Böhme J, Vaitl P, Klima S, Josten C, Anderson I. Finite element analysis of acetabular fractures - development and validation with a synthetic pelvis. *J Biomech.* 2010. 28: 43(8): 1635-9.
- [29] Shockey JS, von Fraunhofer JA, Seligson D. A measurement of the coefficient of static friction of human long bones. *Surf Technol.* 1985: 25: 167-73.
- [30] Sigloch H. Technische Fluidmechanik. 7. Auflage. Berlin, Deutschland: Springer-Verlag, 2009.
- [31] Spears IR, Pfeleiderer M, Schneider E, Hille E, Bergmann G, Morlock MM. Interfacial conditions between a press-fit acetabular cup and bone during daily activities: implications for achieving bone in-growth. *J Biomech.* 2000: 33(11): 1471-77.

- [32] Statistisches Bundesamt (Hrsg). Statistisches Jahrbuch 2011 - Für die Bundesrepublik Deutschland mit Internationalen Übersichten. Wiesbaden, Deutschland: Statistisches Bundesamt, 2011.
- [33] Staubach KH, Straub L, Kreutzig T, Guzek B, Limberger A. Kurzlehrbuch. Viererband, kleine operative Fächer. Urologie, Augenheilkunde, HNO, Orthopädie. 4. Auflage. München, Deutschland: Urban & Fischer Verlag, 2008.
- [34] Taddei F, Pancanti A, Viceconti M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Med Eng Phys.* 2004; 26(1): 61-9.
- [35] Tensi HM, Gese H, Ascherl R. Non-linear three-dimensional finite element analysis of a cementless hip endoprosthesis. *Proc Inst Mech Eng H.* 1989: 203(4): 215-22.
- [36] Uchio E, Ohno S, Kudoh J, Aoki K, Kisielewicz LT. Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer. *Br J Ophthalmol.* 1999; 83: 1106-11.
- [37] Waterhouse N, Lyne J, Urdang M, Garey L. An investigation into the mechanism of orbital blowout fractures. *Br J Plast Surg.* 1999; 52(8): 607-12.
- [38] Whiting WC, Gregor RJ, Finerman GA. Kinematic analysis of human upper extremity movements in boxing. *Am J Sports Med.* 1988; 16: 130-6.
- [39] Williams J Ll. Rowe and Williams' maxillofacial injuries. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone, 1994.
- [40] Yamanda H and Evans FG. Ratios for age changes in the mechanical properties of human organs and tissues. *In Strength of Biological Materials.* 1970: 255-80.

Anhang

A Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

Ort und Datum

Andreas Schaller

B Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name:	Andreas Schaller
Anschrift:	Ruststraße 27, 04229 Leipzig
Geburtsdatum:	20.11.1980
Geburtsort:	99310 Arnstadt
Staatsangehörigkeit:	Deutsch

Akademische Abschlüsse	Master of Engineering (M.Eng.)
	Master of Science (M.Sc.)
	Bachelor of Engineering (B.Eng.)

Stipendien

2008/09	Free-Mover Stipendium der Europäischen Union
2008/09	Stipendium der Student Award Agency for Scotland

Auslandsjahr

Schuljahr 1997/98	Give High School - Programme, Mays Landing, New Jersey, USA
-------------------	-------------------------------------------------------------

Auslandssemester

September 2008 - Mai 2009	University of the West of Scotland (UWS), Paisley, UK
---------------------------	-------------------------------------------------------

Beschäftigungen

01.03.2006 - 30.06.2006	studentische Hilfskraft, HTWK Leipzig
01.10.2006 - 31.10.2006	studentische Hilfskraft, HTWK Leipzig
01.09.2007 - 31.10.2007	studentische Hilfskraft, HTWK Leipzig
15.11.2007 - 15.06.2008	wissenschaftliche Hilfskraft, Universität Leipzig
01.11.2008 - 31.12.2008	wissenschaftliche Hilfskraft, HTWK Leipzig
01.07.2009 - 30.09.2009	wissenschaftliche Hilfskraft, Universität Leipzig
01.10.2009 - 31.05.2010	wissenschaftlicher Mitarbeiter, Universität Leipzig

01.06.2010 - 31.03.2011	wissenschaftlicher Mitarbeiter, Universitätsklinikum Leipzig AöR
01.04.2011 - laufend	FEM - Berechnungsingenieur, BBG Bodenbearbeitungsgeräte Leipzig GmbH & Co. KG

Schulabschlüsse

Regelschulabschluss / extern

Allgemeine Hochschulreife

Studium

Grundpraktikum:

25.08.2003 - 02.10.2003	Metallbau Hoppenrath GmbH & Co. KG, Professor Hugo - Jungstr. 9, 99310 Arnstadt
-------------------------	------------------------------------------------------------------------------------

Praktikumssemester:

13.11.2006 - 23.02.2007	EnviTec Biogas GmbH, Boschstraße 2, 48369 Saerbeck
-------------------------	-------------------------------------------------------

Studienverlauf:

01.10.2001 - 30.09.2004	TU Dresden, Diplomstudiengang Maschinenbau
01.10.2004 - 30.09.2007	HTWK - Leipzig, Bachelorstudiengang Maschinenbau
01.10.2007 - 30.09.2009	HTWK - Leipzig, Joint - Degree Masterstudiengang, Maschinenbauinformatik
15.09.2008 - 23.05.2009	UWS, Paisley, Joint - Degree - Master Programme, Computer Aided Engineering

C Wissenschaftliche Veröffentlichungen und Vorträge

Wissenschaftliche Arbeiten

Schaller A, Bischoff M, Ellguth M, Kloehn C, Scholz R, Voigt C. Verankerungselemente Zapfen und Schraube in der Hüftrevisionsendoprothetik - FEM-Analyse der mechanischen Kraftübertragung auf das knöcherne Implantatlager. *Proceedings 7. Internationale Wissenschaftliche Konferenz SATERRA Mittweida*. 2007: 3: 33-6.

Schaller A, Voigt C, Huempfer-Hierl H, Hemprich A, Hierl T. Transiente finite element analysis of a traumatic fracture of the zygomatic bone caused by a head collision. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012: 41(1): 66-73.

Kunze M, Schaller A, Steinke H, Scholz R, Voigt C. Combined multi-body and finite element investigation of the effect of the seat height on acetabular implant stability during the activity of getting up. *Comput Methods Programs Biomed*. 2012: 105(2): 175-82.

Schaller A, Huempfer-Hierl H, Hemprich A, Hierl T. Biomechanical mechanisms of orbital wall fractures - A transient finite element analysis. *J Cranio-maxillofac Surg*. 2012: xx: 1-8.

Posterpräsentation

Schaller A, Kunze M, Steinke H, Scholz R, Voigt C. (2010, Juni). *Einfluss der Belastungen beim Aufstehen aus verschiedenen Sitzhöhen auf die postoperative Implantatstabilität in der Hüftendoprothetik*. Poster präsentiert bei der 59. Jahrestagung der Norddeutschen Orthopädenvereinigung e.V., Hamburg.

Schaller A, Voigt C, Mai J, Quickert M, Klöhn C, Scholz R. (2010, Oktober). *FEM-Analyse zum Einfluss von Knochendefekten auf die Implantatverankerung in der Hüftrevisionsendoprothetik*. Poster präsentiert beim Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin.

Schaller A, Voigt C, Huempfer-Hierl H, Hemprich A, Hierl T. (2011, Juni). *Einfluss der Gesichtsweichteile auf die Fraktur des Jochbeins - Simulation eines Kopfstoßes mit Hilfe der Finiten-Elemente-Methode*. Poster präsentiert beim 61. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Bamberg.

D Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mit Rat und Tat dazu beigetragen haben, dass diese Arbeit entstehen konnte.

An dieser Stelle möchte ich mich im Speziellen bei Herrn PD Dr. Dr. Thomas Hierl und Herrn Prof. Dr. Dr. Alexander Hemprich bedanken, die es mir im Rahmen der Arbeitsgruppe Bildverarbeitung - Biomechanik der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie möglich gemacht haben, dieses interessante und wissenschaftlich anspruchsvolle Thema zu bearbeiten und mir mit Rat und Tat bei der Verwirklichung dieser Arbeit zur Verfügung standen.

E Veröffentlichung 1

Transient finite element analysis of a traumatic fracture of the zygomatic bone caused by a head collision

International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

Impact Factor: 1,302 (2012, Mai)

Research Paper
Trauma

Transient finite element analysis of a traumatic fracture of the zygomatic bone caused by a head collision

A. Schaller¹, C. Voigt²,
H. Huempfer-Hierl¹, A. Hemprich¹,
T. Hierl¹

¹Department of Oral and Maxillofacial Plastic Surgery, Biomechanical Laboratory, Leipzig University Hospital, Germany; ²Department of Orthopedics, Biomechanical Laboratory, Leipzig University Hospital, Germany

A. Schaller, C. Voigt, H. Huempfer-Hierl, A. Hemprich, T. Hierl: *Transient finite element analysis of a traumatic fracture of the zygomatic bone caused by a head collision*. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2012; 41: 66–73. © 2011 International Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

Abstract. Midfacial fractures rank first concerning maxillofacial traumatology. Collisions of two heads or head to object are the main causes for these fractures. An investigation based on a transient simulation using the finite element method was performed. A biomechanical head model was created and tested. A transient collision of two heads was simulated. The results were compared to a typical real patient case. This comparison revealed an identical fracture pattern, which can be interpreted as a clinical match of the simulation. The results of this study show the validity of biomechanical investigations, which may serve as a method to better understand maxillofacial fracture patterns. These results will be used for the optimization of fracture therapy or trauma prevention in the future.

Keywords: Midfacial trauma; finite element analysis; transient simulation; material assignment; von Mises stress; yield criteria; orbital floor fracture; zygomatic fracture..

Accepted for publication 15 September 2011
Available online 12 October 2011

Owing to their high incidence, midfacial fractures rank first amongst all maxillofacial fractures, demonstrating their high clinical importance²⁹. Collision of two heads or of a head and an object is a frequent cause of midfacial trauma. Typical fracture patterns occur in sports such as football, handball or in violence-related trauma^{9,19}. Scientific investigations in these trauma situations can be performed in two ways: cadaver studies; and through simulation in a virtual environment using finite element analysis (FEA). FEA is a numeric method used to solve partial derivatives in order to simulate the behaviour

of solid bodies according to certain boundary conditions using an approximation method, is becoming increasingly popular as it can be adopted in a wide variety of investigations if an appropriate model is available. Cadaver studies can only deal with single questions and are limited by the availability of adequate cadaver specimens and the necessary equipment. FEA has been used in investigations on biomechanical simulation of isolated orbital wall fractures using defined objects to hit the infraorbital rim^{15,16}. The results of these studies are supported by the findings of several biomechanical experiments con-

cerning orbital wall fractures^{1,2,27,28} and are confirmed by a case study⁶. According to the high incidence of head collisions²⁹ and the importance of the orbitozygomatic complex in complex midfacial and panfacial fractures²⁰, trauma studies on these fracture patterns are an interesting object of investigation. In contrast to their clinical importance, there have been no finite element studies regarding the collision of two heads.

This investigation aimed to design a more detailed and, in biomechanical respects, more appropriate model, compare it to earlier approaches and test it in

the special trauma setting of head collision. The results would then be reviewed in a clinical context to decide whether the fracture patterns seemed realistic. If so, the next steps would be simulating further trauma modalities, investigating fracture patterns with respect to the probable impact, and considering different osteosynthesis strategies. The results could be used for trauma prevention, for example in the design of appropriate helmets as has been done in automobile safety studies or military investigations.

In order to gain further knowledge on the consequences following this particular trauma FEA can be used to calculate local stresses. These calculations could allow a better understanding of fracture genesis and permit statements on the requirements of osteosynthesis systems and reconstruction techniques. FEA allows clinicians to predict the biomechanical and anatomic consequences of any injury of the head more easily and cost-effectively than experimental methods and makes it possible to estimate a specific impact load according to an existing fracture pattern if an adequate model is available. Therefore the current finite element study with a collision of two heads was launched to investigate a computer simulation of a zygomatic trauma with respect to the occurring fracture pattern. These patterns are compared to the findings of a clinical case.

In order to simulate this trauma a transient analysis was conducted (i.e. simulating the whole trauma with smooth transition of all steps), which allows simulating the entire incident without additional calculation to determine the impact force and impact time^{16,27}. This type of analysis is more suitable for representing the realistic behaviour of the skull during trauma, as the effect of the viscoelastic response of bone due to a time dependent load has already been investi-

gated for the upper limb in an experimental study²². To assess the approach of this study, the biomechanical model was compared in two simulations with data taken from earlier investigations, which were concerned with geometrically defined impactors and test-bed settings^{1,2,15}. A specially defined load scenario was performed in a transient dynamic study of a head-to-head collision to understand the appearance of a typical maxillofacial fracture pattern; thus three simulations were performed.

Materials and methods

FE modelling

The central idea of FEA is to describe the mechanical behaviour of any given object by cutting it into small areas, the reactions of which can be individually computed. The individual reactions of these cells are later combined to calculate the reactions of the whole object. In order to do this some material properties are required (Young's modulus and Poisson's ratio), which are assigned to the individual cells. The great advantage is that FEA can be applied to almost any form or material, ranging from automobile design to surgical questions. In the medical fields, the main problem is to describe the detail required and decide which individual material parameters should be assigned. It is obvious that simple models like attributing one parameter to a complex anatomic structure such as the skull, as done in earlier work, is a very simplified approach and could lead to inappropriate results.

The authors describe their way of establishing a better model with respect to anatomic detail and biomechanical behaviour. In order to build the finite element model for the study a patient's CT dataset (Siemens Volume Zoom Plus, 1 mm contiguous slicing) of a head without any

pathological anomalies or any traumatic injury was used and segmented in the imaging software VworksTM 4.0^{Surgey} (Cybermed Co., Seoul, Korea). During segmentation only bony structures are kept and soft tissue is discharged. The segmented bone was manually adjusted and holes in thin cortical bone areas were filled according to anatomical respects¹⁸. The result was a very detailed 3D surface mesh. This optimized file was exported into VRML format, which is an exchange file format for 3D data and then imported into the finite element meshing module of the finite element software package ANSYS ICEM CFD 12.0.1 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) (Fig. 1A). In this module a finite element volume mesh with tetrahedral shaped 10-node elements was created according to the segmented 3D surface mesh of the bone with 736,934 volume elements (Fig. 1B). As the main focus lay on the midface, the mandible was omitted. For the two comparison studies, finite element models of impactors were built: one with a volume of 0.0481 cm³ according to WATERHOUSE et al.²⁸ and NAGASAO et al.¹⁵; and another with a volume of 0.0288 cm³ based on AHMAD et al.^{1,2} (Fig. 2A and B). In the head collision study, a simplified finite element skull model with a less dense volume mesh of 86,187 elements was created in ICEM. This model was used as an impactor to simulate a realistic collision of two heads (Fig. 2C). All finite element models created in ICEM were transferred to ANSYS Classic[®] v12.0.1 (ANSYS Inc.) (ANSYS) in order to carry out a transient nonlinear solution.

Material properties

The finite element model of the investigated skull of the collision study was assigned material parameters based on

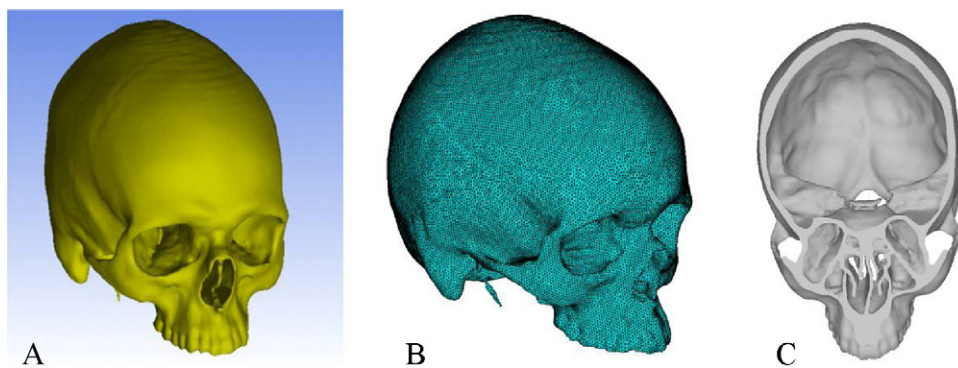


Fig. 1. (A) Representation of the surface triangulation of the segmented and optimized skull in the meshing module ICEM CFD 12.0.1 of the FEM software package ANSYS. (B) Representation of the final finite element volume mesh with 736,934 elements. (C) Cross section of the finite element skull model showing the details of the midface without the outlines of the finite elements.

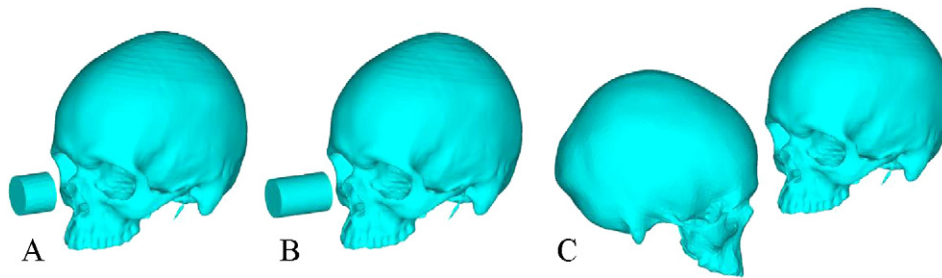


Fig. 2. Depiction of the three simulated situations representing the finite element volume meshes without the outlines of the finite elements. (A) Assembly of the first preliminary study based on AHMAD et al.² (B) Assembly of the second preliminary study based on WATERHOUSE et al.²⁸ and NAGASAO et al.¹⁵ (C) Assembly of the simplified skull model left and the detailed skull on the right for the simulation of the head collision.

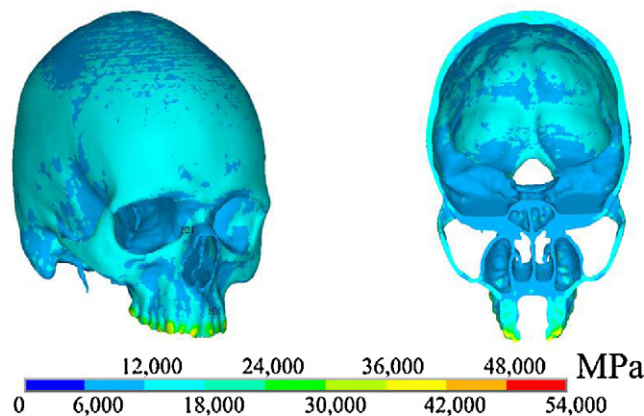


Fig. 3. Representation of the assigned individual material parameters of Young's modulus throughout the finite element volume mesh of the skull in MPa. The novel modelling approach distinguishes strong and weak structures of the midface, for example the zygomatic crista, the paranasal and infraorbital rim or nasal ridge differ from the facial antral wall. The alveolus in the canine region can be identified as a region with higher values.

the patient's CT dataset. The evaluation of the necessary Young's modulus was done with the help of the programme Bone-Mat[®] developed by TADDEI et al.²⁴. For the calculation of Young's modulus each pixel of the CT dataset was converted from Grey values to Hounsfield units. The Hounsfield units were converted into Young's modulus based on the approach of MORGAN et al.¹⁴. Each element of the volume mesh was assigned an individual material parameter with the help of an APDL script, which is a parametric programming language in ANSYS to optimize the FEM workflow³ (Fig. 3). Poisson's ratio, a unit-less ratio between the relative change of the thickness and the relative change of the length of a defined solid body was defined with 0.326¹² and

the density of 1.591 g/cm³ was taken from the literature (Table 1). For a realistic numeric calculation of stresses, particularly at the surface of the bony structures, Young's modulus of the skull model was reduced by limiting the lowest value to 11,000 MPa based on the minimum values for Young's modulus of the literature^{8,15,16}. Young's modulus is a material constant representing the structural stiffness of a solid body, in this case of the bone with the unit of pressure or stress (Pascal or MegaPascal). The mechanical stress is the product of Young's modulus and the strain, which is the relative change of length of a solid body. This novel detailed approach covers all structural elements if they are represented by density values in CT imaging. Sutures of the skull

are not specifically modelled because the assignment of the material parameters takes these structures into account by attributing particular values to these areas. For the impactors of the two comparison studies and the simplified skull model material properties of the literature were used. For the brass weight according to WATERHOUSE et al. a density of 8.4 g/cm³, a Young's modulus of 100,000 MPa and a Poisson's ratio of 0.37 were employed^{11,28}. These properties were also used to represent the impactor according to AHMAD et al.^{1,2}. For the simplified skull model, which was utilized as an impactor in the collision study, a Young's modulus of 13,500 MPa, a density of 1.591 g/cm³ and a Poisson's ratio of 0.32 were used based on the literature^{8,15,16} (Table 1).

Boundary conditions

For the two comparison studies, the nodes of the external occipital protuberance of the investigated skull were fixed in all degrees of freedom. A local coordinate system along the axis of the impactor was created and a velocity of 4.85 m/s corresponding to a drop height of 1.2 m was applied to the impactor according to WATERHOUSE et al. and NAGASAO et al.^{15,28} (Fig. 2A). A velocity of 3.65 m/s corresponding to a height of drop of 0.68 m was applied along the axis of the impactor for the second study based on the studies of AHMAD et al.^{1,2} (Fig. 2B). For an optimal hit of the impactor on the skull in both preliminary studies the skull was also placed at 20° from the sagittal plane¹⁰. In both comparison studies the impactor was hitting the infraorbital rim of the right

Table 1. Material properties of different conditions of skulls according to the literature. The table shows only the mean values.

Condition of the skull	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Density (g/cm ³)	Yield criteria (MPa)	Literature
Dry skull	13,500	0.32	None	153	NAGASAO et al. ^{15,16}
Unembalmed skull, fresh	13,050	0.29	1.591	None	DECHOW et al. ⁸
Embalmed skull	4000	0.2	0.88	79.3	McELHANEY et al. ¹³

orbit. For the study of the head collision the impacting skull was assigned with a velocity of 6.5 m/s according to ARAMPATZIS et al.⁴ in the distal direction, which corresponds to a velocity of running. The velocity was applied along an angle of 15° in the cranial direction with respect to the Frankfort horizontal plane of the impacting skull (Fig. 2C). To lock the model of the investigated skull the nodes of the occipital condyle were fixed in all degrees of freedom. This configuration of the model resulted in a hit of the zygomatic bone and the superolateral orbital rim of the right orbit of the investigated skull with the forehead of the impacting skull at the same time (Fig. 3).

Contact modelling

For the simulation of the two comparison studies a contact pair between the skull and the impactors with a coulomb friction model was created³, which is the solid body friction subdivided into sticking friction and sliding friction. The coefficient of friction for this contact was defined with 0.3²⁵. The collision of the two skulls was also defined with a contact pair with a coulomb friction model between the two bodies. This contact pair was assigned a coefficient of friction of 0.4²³.

Result evaluation

To evaluate the results of all three studies, the von Mises stresses were examined, which is a value of a virtual uniaxial stress calculated out of the 3D multiaxial stress condition with a unit of pressure. In this context the yield criteria of the skull bone of 153 MPa was used according to NAGASAO et al.¹⁵ (Table 1), which is the limit where the material changes from elastic to plastic behaviour and therefore is highly at

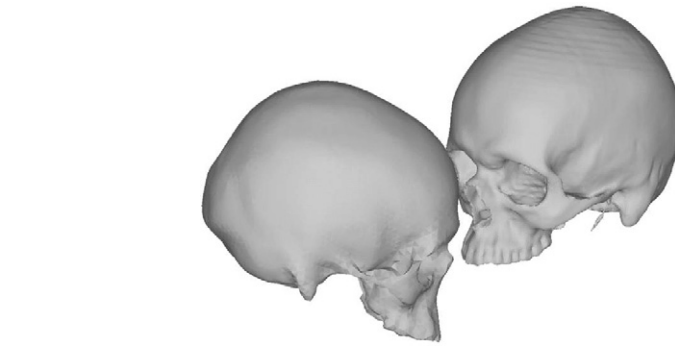


Fig. 4. Representation of the moment of the collision of the heads used for this study, where the impacting head on the left hits the zygomatic bone and the superolateral orbital rim of the left orbit from an anterior point of view of the right head at the same time.

risk of failure. Stresses above the yield limit cause destruction of the bone, represented by the plastic deformation of the material. In order to analyse potential fractures and identify the region of the fractured bone, a theory of mechanical engineering was used. Based on this fracture theory, the examined part fails when two fronts of stress gradients above the yield limit hit each other. At this point the part has no more strength to resist the load^{5,17,26}.

Results

Owing to the novel modelling approach, a highly detailed model of the skull could be generated with a very dense volume mesh of 736,934 finite elements (Fig. 1A and B). Based on this method the details of the midface could be emphasized and successfully included into the transient analysis of the dynamic response of the skull to an impact (Fig. 1C).

The transient simulation of the three studies was carried out (Fig. 2) and analysed and a dynamic response of the investigated skull under the action of the time-

dependent load could be determined (Fig. 4). In this way the von Mises stresses in the skull as well as the peak impact force could be evaluated.

Owing to the material assignment based on the existing patient CT dataset a biomechanically more realistic model of the skull was generated (Fig. 3). Every single finite element could be assigned with specific material parameters due to the effective use of BoneMat[®] and a specially developed APDL script of ANSYS. Based on the assignment, the skull can be divided into differing regions of stiffness by assignment of lower and higher Young's modulus.

In the first comparison study a fracture pattern based on the introduced fracture theory with the von Mises yield criterion of 153 MPa (Fig. 5A) could be observed. The total distribution of the von Mises stress shows a loading concentration around the impact site with some small stress values of up to 50 MPa at the end of the zygomatic arch (Fig. 5B). According to this load scenario with an impactor of 240 g a peak impact force of 3400 N occurred at the infraorbital rim during a

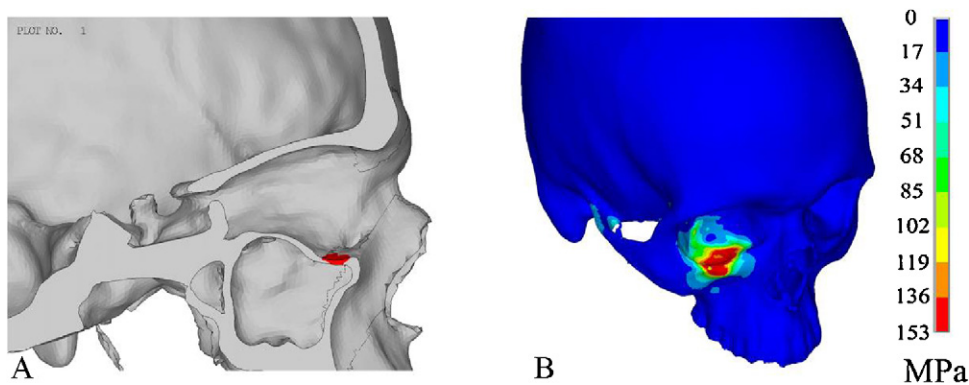


Fig. 5. Fracture pattern of the first comparison study. (A) Representation of the von Mises values equal and above the yield criterion of 153 MPa¹⁵ and the position of the fracture on the orbital floor from a lateral point of view. (B) Total distribution of the von Mises stresses on the skull up to the yield criterion of 153 MPa¹⁵ showing a locally confined area around the impact site where the stresses are concentrated.

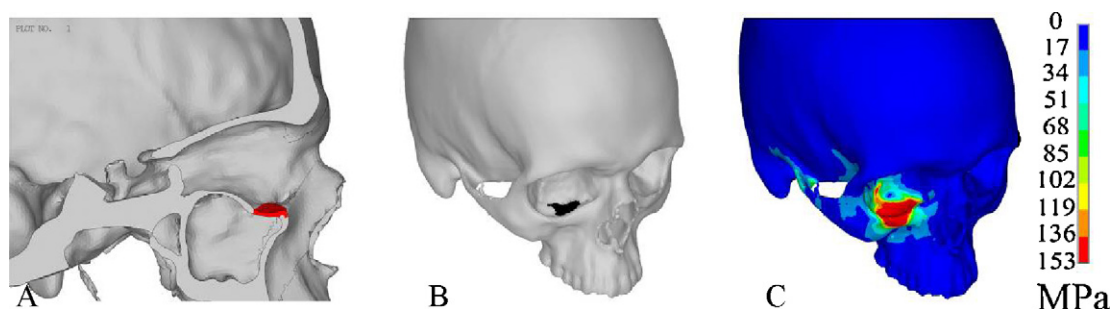


Fig. 6. Fracture pattern of the second comparison study. (A) Representation of the von Mises values equal and above the yield criterion of 153 MPa¹⁵ and the position of the fracture on the orbital floor from a lateral point of view. (B) Propagation of the fracture throughout the orbital floor. (C) Total distribution of the von Mises stresses on the skull up to the yield criterion of 153 MPa¹⁵ showing an additional locally confined area of the loading around the impact site with additional stress development at the end of the zygomatic arch.

time increment of 1 ms. This equals a typical fracture of the medial infraorbital rim and the anterior orbital floor.

For the second comparison study a fracture pattern could also be evaluated. The position of the fracture lies anteriorly on and behind the infraorbital rim with a propagation of about 92 mm² (Fig. 6A and B). The total distribution of the von Mises stress shows a limitation of the severe loading around the impact site with some stress values at the end of the zygomatic arch of up to 85 MPa (Fig. 6C). For this load scenario with an impactor of 400 g, a peak impact force of 6000 N occurred at the infraorbital rim during a time increment of 1.25 ms. As a higher impact was encountered, the fracture would now include the whole central part of the orbital floor, a typical case in maxillofacial trauma.

The evaluation of the head collision simulation shows a complex fracture pattern. According to the applied fracture values, the fractures of the anterior infratemporal surface (lateral orbital wall), the orbital floor, the anterior and posterior zygomatic arch, the zygomaticomaxillary buttress, and the lateral orbital rim can be observed (Fig. 7).

According to the applied fracture theory, fracture lines can be drawn around the

regions where the stress gradients above the yield limit meet each other (Fig. 8A). These regions demonstrate where the bone will most likely fail. As can be seen in Fig. 8B, a potential bending wedge is located at the ipsilateral medial aspect of the infraorbital rim. The total distribution of the von Mises stress shows a loading of the impact site and some loading of the opposite orbit. The cranial vault is not affected (Fig. 8B). According to this load scenario a peak impact force of 45,000 N at the impact site could be determined. The impact force spreads equally over the two impact sites (Fig. 4). The total impact force is induced in the zygomatic bone and the superolateral orbital rim of the left orbit from an anterior point of view. The time span in which this load struck the investigated skull could be determined with 2.5 ms.

In order to verify the results of the head collision simulation from a clinical view, the findings were compared to a recent trauma case. In an accident, a young man collided head to head with another person whilst riding his bicycle. CT scanning revealed an identical fracture pattern with fracture lines running across the lateral and infraorbital rim, the orbital floor, the maxilla-zygomatic buttress and the zygomatic arch.

Discussion

The study results will be discussed in two parts. First the novel modelling approach of the skull was compared with modelling data used in earlier investigations^{1,2,15}. In contrast to the skull model of NAGASAO et al. which was divided into several triangular sheets with defined thicknesses^{15,16}, the model in this study can smoothly follow the contours of the skull and represents the thicknesses of the bone layers realistically (Fig. 1B and C). To the authors knowledge this is the first study investigating a realistically detailed and continuous skull model. In contrast to NAGASAO et al., 2010 with a volume mesh of 248,000 elements for the full skull model¹⁶, it can be assumed that a skull model with almost three times more element numbers, as in the current study with 736,934 finite elements, should produce more accurate stress quantities. This is based on the findings of TADDEI et al., who performed a convergence study between output quantity and number of elements²⁴. The limitations of the current state of modelling should be taken into account. The resolution of the patient's CT scan with a slice thickness of 1 mm, an average distance of 0.44 mm and a

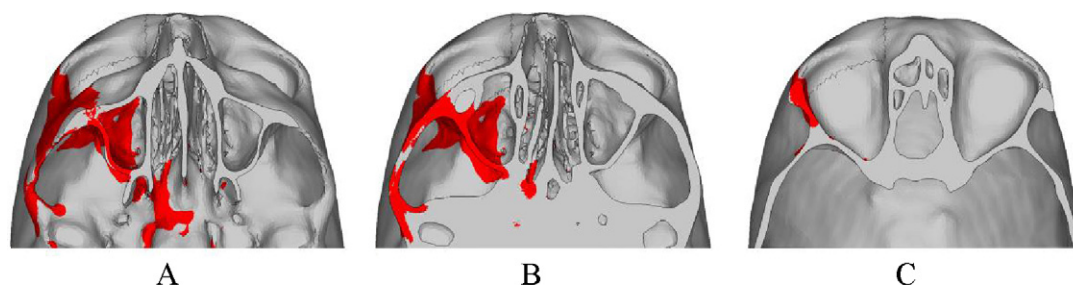


Fig. 7. Fracture pattern of the head collision study. Representation of the fracture pattern with von Mises values equal and above the yield criterion of 153 MPa¹⁵. Display in different skull sections equivalent to the slices of the patients' CT scan. (A) Fracture of the infratemporal surface (lateral orbital wall). (B) Fracture of the zygomatic arch with the zygomaticomaxillary buttress, orbital floor, and lateral antral wall. (C) Fracture of the lateral orbital rim.

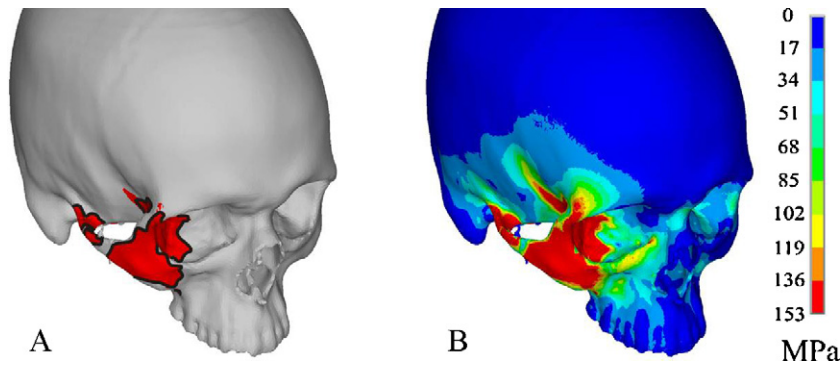


Fig. 8. (A) Representation of fracture lines implicating the regions of the bone fracture. (B) Total distribution of the von Mises stresses on the skull up to the yield criterion of 153 MPa¹⁵ showing the loading at the impact site. Mainly the midface and the opposite orbit is loaded. In contrast the cranial vault is unloaded. A potential bending wedge is located at the medial aspect of the infraorbital rim.

resolution of 0.44 mm made it necessary to adjust the segmentation manually in order to create a continuous skull surface in the region of the orbits and the ethmoid bone, where the weakest part of the orbital wall, the lamina orbitalis, has an average thickness of 0.27 mm^{6,7}. This necessitates a high workload for the model generation and prevents the use of multiple skull models for series investigations. Ideally simulation studies should be performed on a multitude of different skulls and not on one specially prepared specimen to evaluate typical fracture patterns.

By the use of a transient structural analysis the response of the skull under the influence of the time dependent load of the impactors and the impacting skull can be determined easily (Figs 2A–C and 4). These responses include the impact force and the impact time. In contrast to efforts in the literature to evaluate these values mathematically, in this study no additional calculations needed to be carried out, which is a great improvement in time and effort^{16,27}. Additionally, ductile structures and materials resist higher peak impact forces caused by dynamic loads than caused by statically applied forces. This can be explained by the viscoelastic response of bones due to dynamic impacts²². The use of a transient dynamic simulation, as used in this investigation, is a much more realistic loading scenario than a static analysis with calculated impact forces.

The material parameter assignment of this study based on the Hounsfield units of a clinical CT scan allows a separation of the skull in regions of lower and higher Young's modulus instead of a constant Young's modulus throughout the skull (Fig. 3). The material behaviour of the skull model in this study can be stated

more realistically. In combination with the denser volume mesh more accurate and realistic stress quantities can be generated. Young's modulus function of Morgan used for the assignment in this study showed good results according to stress analysis in the work of SCHLEO^{14,21}. For the material parameter assignment, the limitation of the resolution of the patient's CT scan needs to be taken into account. Owing to the given resolution, the Hounsfield units and therefore Young's modulus in the region of the lamina orbitalis are averaged with the surrounding tissue and turn out lower than in reality. Based on this fact the finite elements representing the lamina orbitalis are assigned with too low a Young's modulus. This effect occurs in all regions with thin bone structures. In order to produce realistic numeric results Young's modulus needs to be restricted to a defined lower limit.

According to the dense finite element volume mesh, the good resolution of the bony structures combined with the material assignment, anatomic and biomechanically different regions are clearly discerned in this novel approach. This addresses the whole skull and as a consequence areas that were neglected in earlier studies, such as the bony sutures are detailed with defined values of Young's modulus differing from those in the surrounding. This way, for example, the specific characteristics of the different structures and their portion of the biomechanical behaviour of the bone is well represented in contrast to the earlier studies of NAGASAO et al. which showed relatively coarse resolution^{15,16}.

The results of the first comparison study with data from earlier investigations correlates well with the findings of the experi-

mental research of AHMAD et al.^{1,2} (Fig. 5A) displaying a similar orbital floor fracture pattern. Comparing the results of the second comparison study with the findings of NAGASAO et al.¹⁵ the skull model in this study seems to be realistic. Both the numerically calculated and the experimentally determined fracture of NAGASAO et al.¹⁵ match the fracture pattern and the propagation of the fracture of this study throughout the orbital floor (Fig. 6A and B). The findings of both studies also match the conclusion of BURM et al.⁶, where the fracture occurs at the weakest point of the orbit at the lamina orbitalis. As a conclusion it can be stated that compared to isolated studies on orbital floor fractures this new model of the whole skull seems to show a similar biomechanical behaviour by producing similar results to those found in real impact situations under consistent boundary conditions.

Concerning the head-to-head collision, the fracture pattern and the resulting fracture lines of this transient study can be considered clinically valid and realistic (Figs 7 and 8A) according to the two comparative studies and the clinical aspect. The fracture pattern can be compared to findings by ROHNER et al.²⁰, which also support the assumption that this study represents a realistic fracture of the zygomatic complex. The results of the head collision can also be considered clinically relevant, because they match the patient's fracture patterns (Fig. 9). The maximum peak force is 10 times higher than the defined peak forces of ROHNER et al.²⁰. This indicates the higher strength of ductile materials and structures under dynamic loads instead of incremental static loads. This effect of the viscoelastic response of bones under dynamic loading has been reviewed for the upper limb in an experimental study²² and supports the use of a transient simulation as proposed by the authors' working group.

In conclusion, in this investigation an improved biomechanical skull model is introduced, which is more detailed and allows the attribution of different material parameters to anatomical structures. A transient collision test between two heads (e.g. a sports accident) was performed. This is in contrast to previous studies, which have been concerned with geometrically defined impactors and test-bed settings. The method and results of this study can help to understand maxillofacial fracture patterns.

The established model of this study can be used for further investigations in specific trauma situations, such as blow out

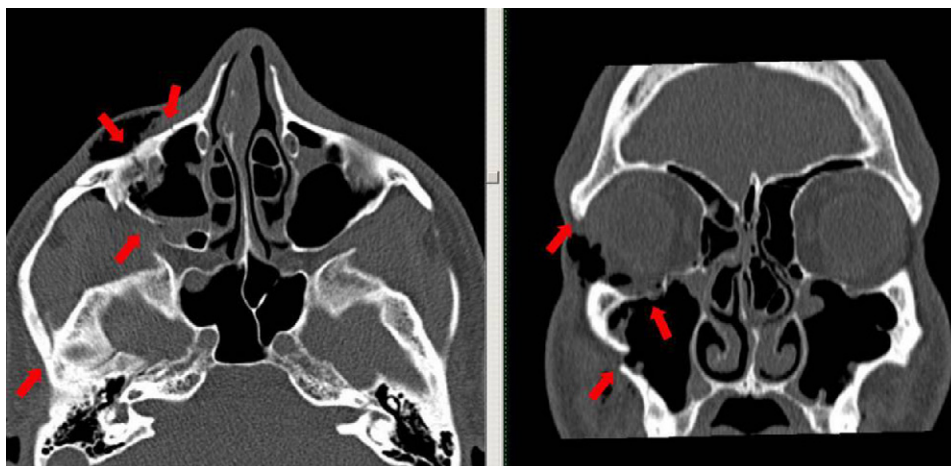


Fig. 9. CT scan of a head collision displaying an identical fracture pattern as shown in the transient simulation of Fig. 8A. Red arrows indicate fracture lines. (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of the article.)

fractures or complex craniofacial injuries. It will be possible to determine the responsible impact load and scenario causing such a trauma. Future simulations will include the surrounding soft tissue of the skull to investigate its effect on the trauma behaviour of the skull bones. These investigations based on the biomechanical conclusions of this study could be useful for the optimization of fracture therapies such as defining plate placement and minimal osteosynthesis rigidity, trauma prevention (e.g. helmet design) or forensic implications.

Funding

None.

Competing interests

None declared.

Ethical approval

Not required.

Acknowledgments. The authors wish to thank Mr Gert Wollny for making his patient's CT dataset available for this study and Mr Falk Hoffmann for developing the material parameter assignment and providing it in order to include it in the methodology of the current study.

References

- Ahmad F, Kirkpatrick WN, Lyne J, Urdang M, Garey LJ, Waterhouse N. Strain gauge biomechanical evaluation of forces in orbital floor fractures. *Br J Plast Surg* 2003; **56**:3–9.
- Ahmad F, Kirkpatrick NA, Lyne J, Urdang M, Waterhouse N. Buckling and hydraulic mechanisms in orbital blowout fractures: fact or fiction? *J Craniofac Surg* 2006; **17**: 438–41.
- ANSYS Inc. Documentation for ANSYS. Analysis Guide, User's Manual and Theory Reference. Release 11.0; 2007.
- Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech* 1999; **32**:1349–53.
- Becker A, Needleman A, Richmond O, Tvergaard V. Void growth and failure in notched bars. *J Mech Phys Solids* 1988; **36**: 317–51.
- Burm JS, Chung CH, Oh SJ. Pure orbital blowout fracture: new concepts and importance of medial orbital blowout fracture. *Plast Reconstr Surg* 1999; **103**:1839–49.
- de Visscher JG, van der Wal KG. Medial orbital wall fracture with enophthalmos. *J Craniomaxillofac Surg* 1988; **16**: 55–9.
- Dechow PC, Nail GA, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB. Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol* 1993; **90**:291–306.
- Elhammali N, Bremerich A, Rustemeyer J. Demographical and clinical aspects of sports-related maxillofacial and skull base fractures in hospitalized patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010; **10**. [Epub ahead of print].
- Fujino T. Experimental. 'blowout' fracture of the orbit. *Plast Reconstr Surg* 1974; **54**: 81–2.
- Grote KH, Feldhusen J. *Dubbel – Taschenbuch fuer den Maschinenbau*. 22nd ed. Berlin, Germany: Springer; 2007.
- Huiskes R. Finite element analysis of acetabular reconstruction. *Acta Orthop* 1987; **58**: 620–5.
- McElhaney JH, Fogle JL, Melvin JW, Haynes RR, Roberts VL, Alem NM. Mechanical properties of cranial bone. *J Biomechanics* 1970; **3**:495–511.
- Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *J Biomech* 2003; **36**:897–904.
- Nagasao T, Miyamoto J, Nagasao M, Ogata H, Kaneko T, Tamaki T, Nakajima T. The effect of striking angle on the buckling mechanism in blowout fracture. *Plast Reconstr Surg* 2006; **117**:2373–80.
- Nagasao T, Miyamoto J, Shimizu Y, Jiang H, Nakajima T. What happens between pure hydraulic and buckling mechanisms of blowout fractures? *J Craniomaxillofac Surg* 2010; **38**:306–13.
- Needleman A, Tvergaard V. An analysis of ductile rupture in notched bars. *J Mech Phys Solids* 1984; **32**:461–90.
- Putz R, Pabst R. *Sobotta – atlas of human anatomy*. 14th ed. Amsterdam, Netherlands: Elsevier; 2009.
- Roccia F, Diaspro A, Nasi A, Berrone S. Management of sport-related maxillofacial injuries. *J Craniofac Surg* 2008; **19**:377–82.
- Rohner D, Tay A, Meng CS, Huttmacher DW, Hammer B. The sphenozygomatic suture as a key site for osteosynthesis of the orbitozygomatic complex in panfacial fractures: a biomechanical study in human cadavers based on clinical practice. *Plast Reconstr Surg* 2002; **110**:1463–75.
- Schileo E, Taddei F, Malandrino A, Cristofolini L, Viceconti M. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *J Biomech* 2007; **40**:2982–9.
- Schreiber P, Crandall J, Hurwitz S, Nusholtz GS. Static and dynamic bending strength of the leg. *Int J Crashworthines* 1998; **3**:295–308.
- Shockey JS, von Fraunhofer JA, Seligson D. A measurement of the coefficient of static friction of human long bones. *Surf Technol* 1985; **25**:167–73.

24. Taddei F, Pancanti A, Viceconti M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Med Eng Phys* 2004;**26**:61–9.
25. Tensi HM, Gese H, Ascherl R. Non-linear three-dimensional finite element analysis of a cementless hip endoprosthesis. *Proc Inst Mech Eng H* 1989;**203**:215–22.
26. Vecchio FJ. Nonlinear finite element analysis of reinforced concrete membranes. *ACI Struct J* 1989;**86**:26–35.
27. Warwar RE, Bullock JD, Ballal DR, Ballal RD. Mechanisms of orbital floor fractures: a clinical, experimental, and theoretical study. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 2000;**16**:188–200.
28. Waterhouse N, Lyne J, Urdang M, Garey L. An investigation into the mechanism of orbital blowout fractures. *Br J Plast Surg* 1999;**52**:607–12.
29. Williams J, Rowe LI. *Williams' maxillofacial injuries*. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone; 1994.

Address:

Andreas Schaller
 University of Leipzig
 Leipzig University Hospital
 Department of Oral and Maxillofacial Plastic Surgery
 Biomechanical Laboratory
 Nuernberger Str. 57
 04103 Leipzig
 Germany
 Tel: +49 341 97 23101
 E-mail: Andreas.Schaller@medizin.uni-leipzig.de

F Veröffentlichung 2

Biomechanical mechanisms of orbital wall fractures - A transient finite element analysis

Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery

Impact Factor: 1,540 (2012, Mai)

Contents lists available at [SciVerse ScienceDirect](#)

Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery

journal homepage: www.jcmfs.com

Biomechanical mechanisms of orbital wall fractures – A transient finite element analysis

Andreas Schaller, Heike Huempfer-Hierl, Alexander Hemprich, Thomas Hierl*

Department of Oral and Maxillofacial Plastic Surgery, (Director: Prof. Dr. Dr. Alexander Hemprich), Biomechanical Laboratory,
Leipzig University Hospital, Nuernberger Str. 57, 04103 Leipzig, Germany

ARTICLE INFO

Article history:

Paper received 1 September 2011

Accepted 3 February 2012

Keywords:

Orbital wall fracture

Finite element analysis

Transient simulation

ABSTRACT

As the biomechanical mechanisms of orbital wall fractures are still under research, three different fracture mechanisms were tested in a finite element based investigation. In contrast to earlier studies, a finer skeletal model and a transient dynamic simulation were used to test pure hydraulic, pure buckling and a mixed force transmission. Results showed that each set-up led to different orbital fracture patterns, which correlate well with clinical findings. Therefore the conclusion is that different mechanisms may act together explaining the variety of clinical fracture situations. Biomechanical testing has proven to be appropriate in answering questions regarding fracture mechanisms.

© 2012 European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery.

1. Introduction

Orbital wall fractures are commonly associated with blowout fractures (Burm et al., 1999; Pearl and Vistnes, 1978) after blunt periorbital trauma. Blowout fractures have a clinical relevance since the first report in 1889 by Lang (1889). Two mechanisms of blowout fractures are controversially discussed in the literature (Ahmad et al., 2006; Whiting et al., 1988). The buckling mechanism is supposed to fracture thin cortical bones by way of bone transmission whereas the hydraulic mechanism first introduced by Le Fort (1972) and Pfeiffer (1943) works by way of intraconal soft tissue compression fracturing the thinnest parts of the orbital walls. There have been significant experimental studies in the past (Ahmad et al., 2003, 2006; Waterhouse et al., 1999) that favour the hydraulic mechanism as the major cause for blowout fractures. One of the problems in these studies is the average age of the cadaver specimens of over 80 years. Even though there are studies which suggest that the age of the examined specimen has relatively little effect on the strength of the facial bones (Hampson, 1995; Yamada and Evans, 1970), the statistical findings of clinical cases reveal a relation between age of evaluated patients and occurrence of orbital wall fractures (Burm et al., 1999). The group of patients usually sustaining these fractures ranges between 30 and 39 years (Ahmad et al., 2003). Therefore biomechanical computer simulations within the relevant patient group could

help to answer the question as to which mechanisms cause this specific facial fracture. In contrast to earlier finite element studies using dry skull specimens to build the finite element models of the skull (Nagasao et al., 2006, 2010) clinical CT datasets from patients in the appropriate age group can also be used. Their great advantage is that there are no post-mortem changes and that they include the surrounding soft tissue. The aim of this study was to simulate a biomechanical experiment with the help of a dynamic transient finite element analysis using a skull model generated from a clinical patient CT dataset of a male in the thirties. In this context transient stands for the ability to analyze the dynamic response of the bony orbit in a time dependent way. To determine the causal mechanism of orbital wall fractures three models were built, one representing the buckling theory, one for the hydraulic theory, and one demonstrating the interaction between the two theories. In order to simulate the hydraulic theory and the combination of both theories a model of an artificial eyeball was generated and integrated into the skull model. The impact scenario for all three models was based on a fist strike (Whiting et al., 1988). The effects of the impacts on the skull and the artificial eyeball are evaluated based on values of the literature (Nagasao et al., 2010; Uchio et al., 1999).

2. Materials and methods

2.1. FE-modelling

In order to build the finite element model of the study a patient's CT dataset (Siemens Volume Zoom Plus, 1 mm contiguous slicing)

* Corresponding author. Tel.: +49 (0) 341 9721163; fax: +49 (0) 341 9721169.
E-mail address: hiet@medizin.uni-leipzig.de (T. Hierl).

without any pathological anomalies or any traumatic injury was used and segmented in the imaging software Vworks™ 4.0 Surgery (Cybermed Co., Seoul, Korea). The segmented bone was manually adjusted and holes in thin cortical bone areas were filled according to anatomical normality. The optimized file of the surface triangulation was exported in VRML format and then imported in ANSYS ICEM CFD 12.0.1 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) (ICEM) (Fig. 1A). In ICEM the finite element volume mesh of tetrahedral-shaped 10-node elements was created with about 740,000 elements (Fig. 1B). For this study the mandible was omitted, because the main focus was on the orbit and the surrounding bone structures.

According to earlier experimental studies in the literature, an impactor was modelled for the experiment (Ahmad et al., 2003, 2006; Nagasao et al., 2006; Waterhouse et al., 1999). The impactor for this study is based on the impactor of Waterhouse et al. (1999) and Nagasao et al. (2006) with a volume of about 0.049 m³. The impactor consists of two cylinders in one piece (Fig. 2A–C), one with a diameter of 45 mm and a height of 25 mm and the second with a diameter of 20 mm and a height of 30 mm. For analyzing the effects of the hydraulic theory an artificial eyeball was modelled with a diameter of 30 mm and fit into the right orbit (Fig. 2B and C). In this study the maximum number of elements including the skull, the impactor, and the eyeball was about 965,000 elements (Fig. 2C). All finite element models created in ICEM were transferred to ANSYS Classic® v12.0.1 (ANSYS Inc.) in order to carry out a transient nonlinear solution.

2.2. Material properties

The generated finite element model of the investigated skull was assigned with material parameters based on the patient's CT dataset. The evaluation of the necessary Young's modulus and density values per element was done with the help of the program BoneMat® developed by the group of Taddei et al. (2004). For the calculation of the Young's modulus each pixel of the CT dataset was first converted from grey values to Hounsfield units. These Hounsfield units were then converted into density values according to equations of Taylor et al. (2002). Then the Young's modulus were computed based on the density–Young's-modules approach of Morgan et al. (2003). Each element of the volume mesh of the skull was assigned with individual material parameters including both the Young's modulus and the density value with the help of an APDL script in ANSYS (Fig. 3). The Poisson's ratio for the skull was defined with 0.326 (Huiskes, 1987). For a realistic numeric calculation of stresses the minimum Young's modulus was restricted to 11,000 MPa based on the minimum values for the Young's modulus

of the literature (Dechow et al., 1993; Nagasao et al., 2006, 2010). According to this restriction value of the Young's modulus, the corresponding minimum value of the density was calculated with 1 g/cm³.

For the impactor material properties in the literature were used. It was defined as a brass weight according to Waterhouse et al. (1999) with a density of 8.4 g/cm³, a Young's modulus of 100,000 MPa and a Poisson's ratio of 0.37 (Grote and Feldhusen, 2007; Waterhouse et al., 1999). Therefore the impactor had a weight of 412 g. The artificial eyeball was assigned with the Young's modulus of water with 2000 MPa (Sigloch, 2009), because of the high water content of the vitreous body. The Poisson's ratio for the entire eyeball was adopted from literature with 0.47 (Uchio et al., 1999).

2.3. Boundary conditions

For the study the nodes of the upper occipital bone of the skull were fixed in all degrees of freedom. A local coordinate system along the axis of symmetry of the impactor was created and a velocity of 6 m/s was applied based on the findings of mean hand velocities of bare and gloved jab punches (Fig. 2A–C) (Whiting et al., 1988). For an optimal hit of the impactor, the skull was rotated 20° from the sagittal plane to the left from a dorsal view (Fujino, 1974). In the first assembly without the artificial eyeball the impactor hit the maxilla left of the infraorbital foramen as well as the infraorbital rim of the left orbit to observe the effects of the buckling theory (Fig. 2A). In the second assembly with the artificial eyeball, the impactor hit at first the eyeball and then the skull (Fig. 2B) to analyze the interaction of both buckling and hydraulic theory. For the third assembly only a hit of the eyeball without any contact to the skull was performed in order to examine the isolated hydraulic theory (Fig. 2C).

2.4. Contact modelling

For the simulation a contact pair between the skull and the impactors with a Coulomb friction model was created. The coefficient of friction for this contact was defined with 0.3 (Tensi et al., 1989). The interaction between the impactor and the artificial eyeball as well between the eyeball and the skull was also defined as a contact pair with a Coulomb friction model between the respective bodies. This contact pair was assigned a coefficient of friction of 0.3 assuming a contact behaviour between the respective bodies such as between metal and leather (Kurzhals, 2003).

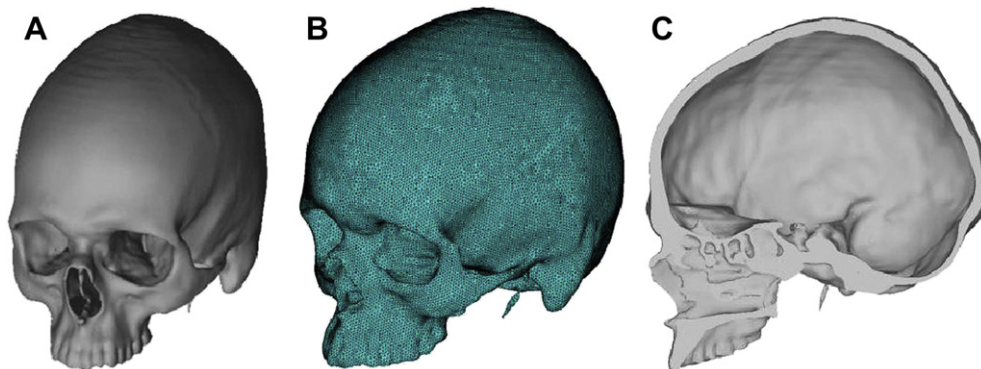


Fig. 1. (A) Representation of the surface triangulation of the segmented and optimized skull in ANSYS ICEM CFD. (B) Representation of the final finite element mesh with about 740,000 elements. (C) Cross section of the finite element skull model showing the details of the midface without the outlines of the finite elements.

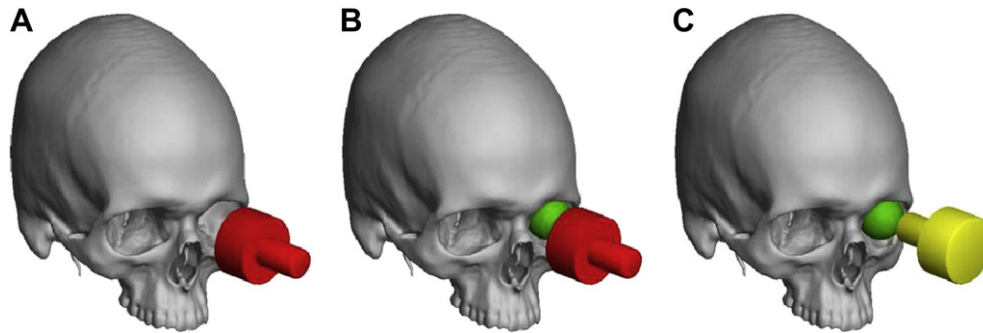


Fig. 2. Representation of the finite element volume meshes without the outlines of the finite elements. (A) Assembly to represent the buckling theory. (B) Assembly to analyze the combination of the buckling and hydraulic theory. (C) Assembly for the analysis of the hydraulic theory.

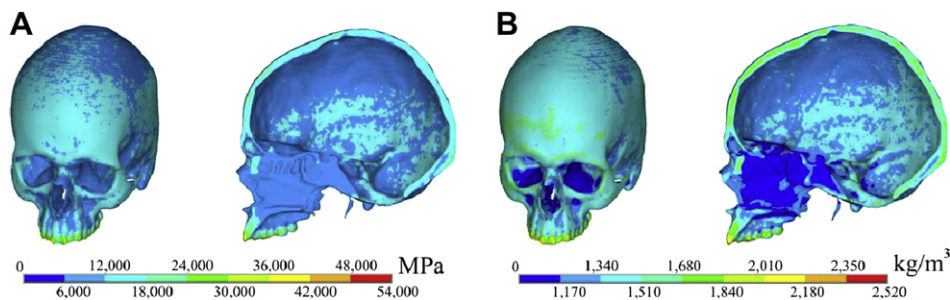


Fig. 3. Representation of the assigned individual material parameters of (A) Young's modules in MPa and (B) density values in kg/m^3 throughout the finite element volume mesh of the skull.

2.5. Result evaluation

For the evaluation of the results the von Mises stresses were examined. In this context the yield criteria of the skull bone of 150 MPa was used according to Nagasao et al. (2010). Stresses above the yield limit cause destruction of the bone, represented by the plastic deformation of the material. In order to analyze potential fractures and distinguish the region of the fractured bone a theory of mechanical engineering was used. Based on this fracture theory, the examined part fails if two fronts of stress gradients above the yield limit hit each other. At this point the part has no more strength to resist the load (Becker et al., 1988; Needleman and Tvergaard, 1984; Vecchio, 1989). In addition, the artificial eyeball is affected by the impacts as well. The eyeball can be evaluated with the strain acting on it. The strain limit for failure of the sclera according to this literature is 0.068 (Uchio et al., 1999). If this strain limit is exceeded a rupture of the sclera will occur.

3. Results

A detailed model of the skull was generated successfully for this study with a dense volume mesh of about 740,000 finite elements by segmenting the skull based on a patient's CT dataset (Fig. 1A and B). Based on this method the details of the midface, the orbit, and the surrounding bone structures were successfully included into the transient analysis of the dynamic response of the skull to an impact (Fig. 1C).

The transient simulation of the different models for the different blowout theories was carried out as planned (Fig. 2A–C). According to this type of analysis the dynamic response of the investigated skull under the action of the time dependent load could be determined (Fig. 4). This way the von Mises stresses in the skull, the strains in the artificial eyeball as well as the peak impact force and the impact time interval could be evaluated.

Within the model (Fig. 3) each finite element was assigned with specific material parameters due to the effective use of BoneMat[®] and an especially developed APDL script of ANSYS. Based on the assignment the skull can be separated into regions of higher and lower densities based on the real bone strength with varying regions of stiffness.

For the first model concerning the buckling theory, a fracture pattern based on the introduced fracture theory with the von Mises yield criterion of 150 MPa could be observed (Fig. 4A). The total distribution of the von Mises stress shows a limitation of loading around the impact site affecting mainly the superior-medial part of the maxilla (Fig. 4B). The fracture area included the infraorbital rim, the paranasal region, and the anterior orbital floor. According to this load scenario with an impactor of 412 g and without the artificial eyeball a peak impact force of about 7200 N occurred during a time increment of 1.3 ms. Fig. 5 shows a clinical example presenting an identical fracture pattern.

The second assembly representing the combination of the buckling and the hydraulic blowout theory showed a fracture pattern under loading as well. The fracture occurred at the orbital process of the maxilla (Fig. 6A and B), the posterior orbital floor, and at the spheno-zygomatic suture on the lateral orbital wall. The total distribution of the von Mises stress shows a severe loading around the impact site at the body of the maxilla medial of the infraorbital foramen, the posterior orbit reaching into the medial orbital wall, and point-like at the spheno-zygomatic suture. For this load scenario with the artificial eyeball and the impactor of 412 g a peak impact force of about 4800 N occurred during a time interval of 2.2 ms.

The third model, which only considered the hydraulic theory, revealed a specific fracture in the middle-posterior orbital floor and inferior medial wall (Fig. 7A and B). The peak stress concentrations at the spheno-zygomatic suture show an isolated fracture in the lateral orbital wall (Fig. 7A and B). The total distribution of the von

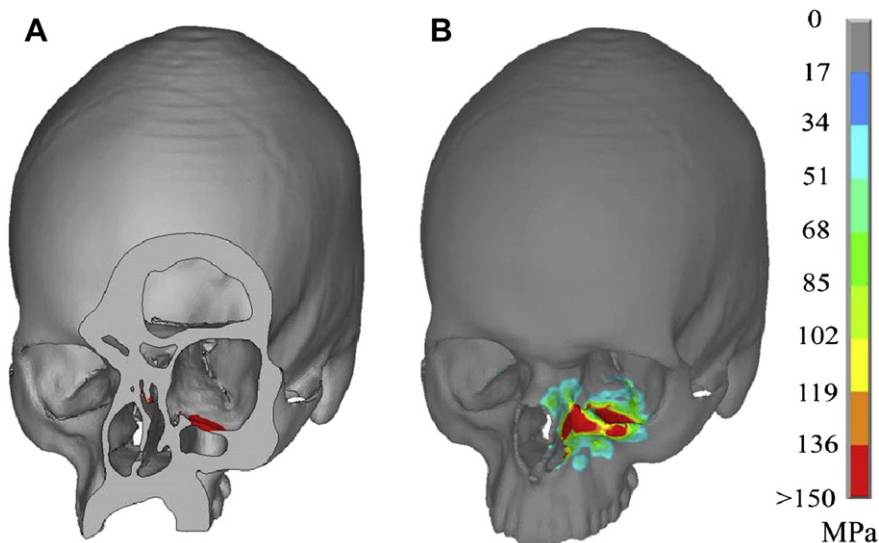


Fig. 4. (A) Representation of the fracture pattern on the orbital floor with von Mises values equal and above the yield criterion of 150 MPa from a lateral point of view. (B) Total distribution of the von Mises stresses in MPa throughout the skull showing a locally confined areas of stresses around the impact site at the body of maxilla (infraorbital rim and paranasal region).



Fig. 5. Clinical situation equivalent to blunt mechanical trauma on the infraorbital rim. Concomitant paranasal fracture as well as anterior orbital floor fracture.

Mises stress shows severe loading at the junction of the medial and inferior orbital wall and point-like at the speno-zygomatic suture (Fig. 7B). For this load scenario only involving the artificial eyeball hit by the impactor of 412 g a peak impact force of about 4600 N occurred during a time interval of 2.5 ms. In Fig. 8 a typical example is shown resembling the biomechanical simulation. The thin cortical aspect of the lateral wall is highlighted which suffers high stress moments during simulation.

Besides the effect of the impactor on the skull, the artificial eyeball was affected as well. In the second model with the combination of the two mechanisms, the designed eyeball showed a peak strain above the introduced endurable strain limit of 0.068 causing failure of the sclera. Therefore a rupture could occur at the contact point of the eyeball with the impactor as well as at the contact point with the orbital floor (Fig. 9A and B).

In the third model which represented the isolated hydraulic theory the designed eyeball was affected by emerging strains as

well. The strains in the eye exceeded the strain limit causing failure of the sclera, too, indicating that a rupture could occur. The affected regions were the impact site where the impactor hit the eye, the contact point of the eye, and the orbital floor (Fig. 10A and B).

4. Discussion

In this study, a new biomechanical model of the skull was compared with modelling data used in earlier investigations (Ahmad et al., 2003, 2006; Nagasao et al., 2006). In contrast to the skull model of Nagasao et al., which was divided into several triangular sheets with defined thicknesses (Nagasao et al., 2006 and 2010), the skull model in this study is based on a CT dataset which could smoothly follow the contours of the skull and represented the thicknesses of the bone layers realistically (Fig. 1B and C). To the authors knowledge this is the first study investigating a realistically detailed and continuous skull model. In contrast to Nagasao et al. with a volume mesh of 248,000 elements of the full skull model (Nagasao et al., 2010), it can be assumed that the skull model in the current study with about 740,000 finite elements may produce more accurate stress quantities. This is based on the findings of the group of Taddei, which performed a convergence study between output quantity and number of elements (Taddei et al., 2004). However, the limitations of the current state of modelling should be taken into account. The resolution of the patients' CT scan with a slice thickness of 1 mm, an average distance of 0.44 mm and a resolution of 0.44 mm made it necessary to adjust the segmentation manually in order to create a continuous surface of the skull in the region of the orbits and the ethmoid bone, where the weakest part of the orbital wall, the lamina papyracea, has an average thickness of 0.27 mm (Burm et al., 1999; de Visscher and van der Wal, 1988).

By the use of a transient structural analysis the response of the skull under the influence of the time dependent load of an impactor could be easily determined (Fig. 2A–C). These responses included the impact force and the impact time. In contrast to efforts in the literature to evaluate these values mathematically, no further calculations needed to be carried out in this study (Nagasao et al., 2010; Warwar et al., 2000). Furthermore ductile structures and materials resist higher peak impact forces caused by dynamic loads

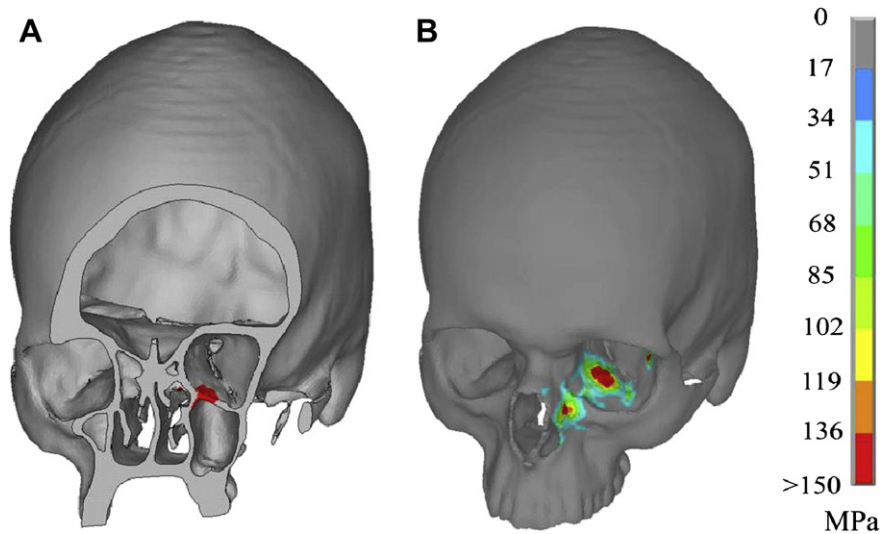


Fig. 6. (A) Representation of the fracture pattern with von Mises values equal and above the yield criterion of 150 MPa fracture from a lateral point of view. (B) Total distribution of the von Mises stresses in MPa throughout the skull showing areas of stress concentrations at the central orbital floor and the infraorbital rim medial to the infraorbital foramen. Furthermore there is a point-like stress at the spheno-zygomatic suture.

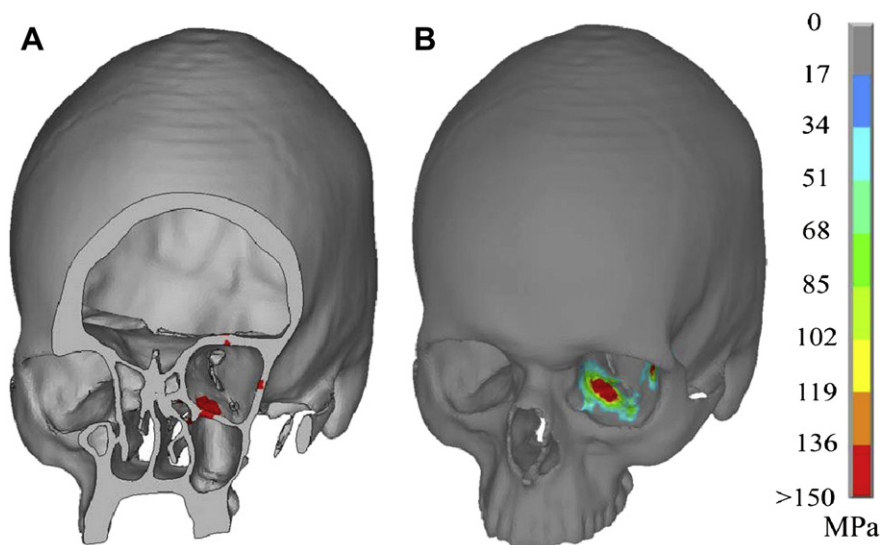


Fig. 7. (A) Representation of the fracture pattern at the middle-posterior orbital floor and inferior medial wall and the lateral orbital wall with von Mises values equal and above the yield criterion of 150 MPa from a lateral point of view. (B) Total distribution of the von Mises stresses in MPa throughout the skull showing areas of stress concentration at the central orbital floor.

than caused by statically applied forces which can be explained by the viscoelastic response of bones due to dynamic impacts (Schreiber et al., 1998). This implies that the use of a transient dynamic simulation is a much more realistic loading scenario than a static analysis with calculated impact forces.

The material parameter assignment of this study based on the Hounsfield units of a clinical CT scan permits the separation of the skull into regions of higher and lower densities based on the real bone strength. Therefore differing regions of lower and higher Young's modulus result instead of a constant Young's modulus throughout the whole skull (Fig. 3). As a consequence the material behaviour of the skull model in this study can be assumed to be more realistic and in combination with the dense volume mesh of the skull, more accurate and realistic stress quantities can be generated. The density–Young's modulus approach of Morgan used for the assignment of this study showed very good results

according to a stress analysis (Morgan et al., 2003; Schileo et al., 2007). For the material parameter assignment the limitation of the patient's CT scan resolution has to be taken into account as well. Following the comparatively low resolution, the Hounsfield units and therefore the density values respectively the Young's modulus in the region of the lamina papyracea are averaged with the surrounding tissue and turn out lower than in reality. Based on this fact the finite elements representing these regions are assigned with values of density and Young's modulus which are too low. This effect occurs in all regions with thin bone structures. In order to produce realistic numeric results the lower boundary of the density as well as the Young's modulus range need to be restricted to a reasonable value.

The results of the first model representing the buckling blowout theory correlate well with the findings of the experimental research of Waterhouse et al., 1999 (Fig. 4A and B) displaying

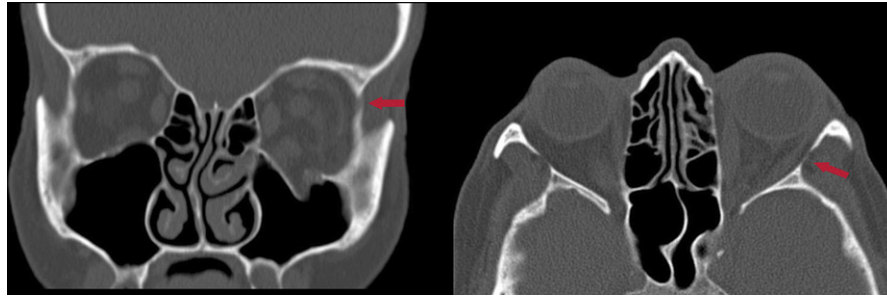


Fig. 8. Clinical situation. Fracture of the posterior orbital floor reaching to the medial inferior wall border. On the right image the thin cortical structure is highlighted which sustains some impact during simulation, too. Fissures in that region might not be clinically detected.

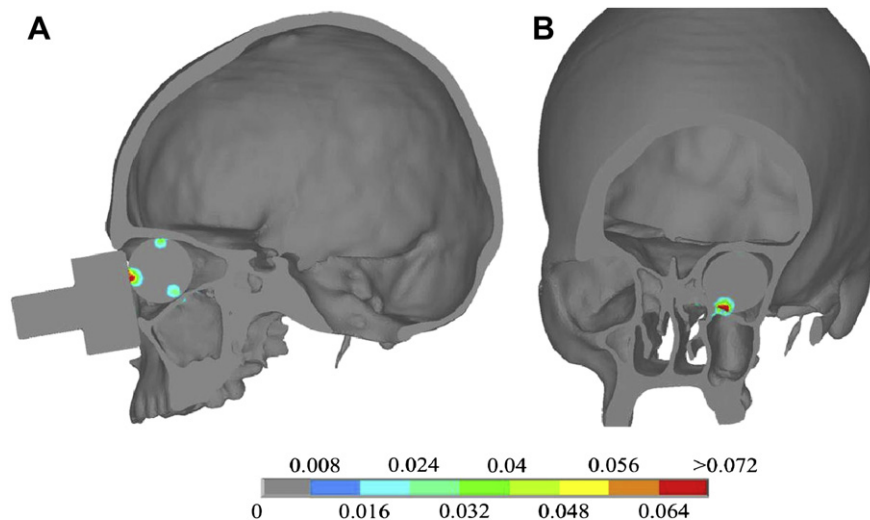


Fig. 9. Strain pattern of the eyeball – model two for bone and eyeball. (A) Total distribution mainly inside the artificial eyeball showing an exceeding of the strain limit of 0.068 causing rupture of the sclera from a lateral point of view. (B) Total distribution of the strain values up to the strain limit causing rupture of the sclera from a dorsal point of view.

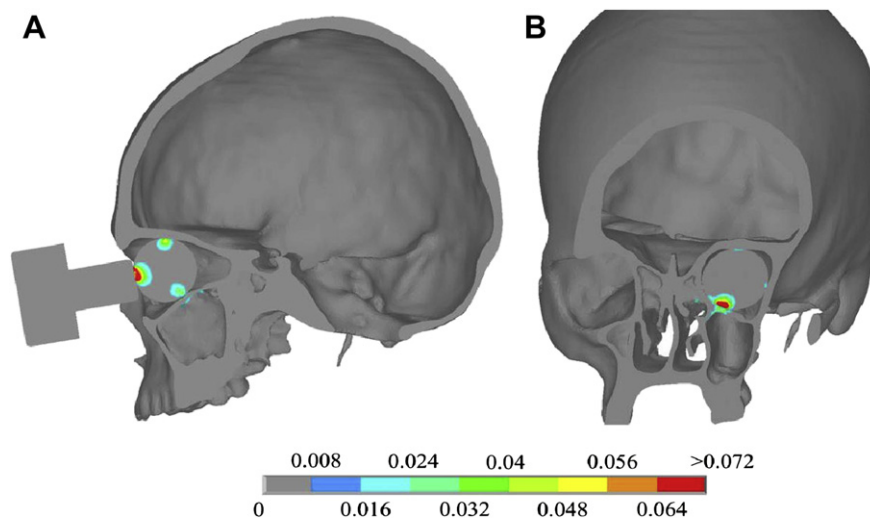


Fig. 10. Strain pattern of the eyeball – hydraulic model. (A) Total distribution mainly inside the artificial eyeball showing an exceeding of the strain limit of 0.068 causing possible rupture of the sclera from a lateral point of view. (B) Total distribution of the strain values up to the strain limit causing rupture of the sclera from a dorsal point of view.

a similar orbital floor fracture pattern after hitting the infraorbital rim. Compared to the numerical results of Nagasao et al. the calculated fracture pattern and the propagation of the fracture throughout the orbital floor are similar according to a blow on the

infraorbital rim, even with a lower weight of the impactor (Nagasao et al., 2010) (Fig. 4A and B). Therefore the fracture occurs in one of the weakest parts of the orbit (the orbital floor) which is confirmed by the group of Burm (Burm et al., 1999).

In the second model which combined the buckling and hydraulic theory of a blowout fracture, the fracture patterns and the resulting fracture lines can be considered as valid and realistic (Fig. 7A–C and Fig. 8A) according to clinical and theoretical findings. The fracture pattern can be compared to findings in the group of Rohner which also supports the assumptions of this investigation. The maximum peak force was 10 times higher than the defined peak forces of Rohner et al. (2002). This indicates the higher strength of ductile materials and structures under dynamic loads instead of incremental static loads. The effect of the viscoelastic response of bones under dynamic loading was previously reviewed for the upper limb in an experimental study (Schreiber et al., 1998). This finding also supports the use of a transient simulation. Comparing pure buckling transmission and a combination set-up shows a shielding effect of the orbital soft tissues on the infraorbital rim and paranasal bone which is highlighted in the different amount of stress seen in these regions (Figs. 4 and 6). Transferred into clinical practice this could explain a relationship between the direction of the force applied and the resulting fracture. Punches from below would result in more severe periorbital trauma with less involvement of the posterior orbital floor.

Pure hydraulic fracture simulation led to an isolated fracture of the orbital wall key area at the junction of the medial and inferior walls which is also seen quite often in trauma patients.

From a clinical point of view, all resulting fracture patterns occur regularly in trauma patients. Therefore the biomechanical results can be judged to be realistic. High point-like stress values in the speno-zygomatic suture are interesting, as displacements in that region are rather uncommon. As the amount of displacement cannot be simulated it could be that isolated fissures could appear in the suture area, which are not identified as being trauma-related or which simply are not detected (Fig. 8). Furthermore these stresses could be interpreted as a step towards a zygomatic fracture which might occur at higher forces. Matching the fracture patterns with clinical classifications is somewhat difficult, as our simulation included the paranasal region and infraorbital rim. Nevertheless, the results can be compared to the classification given by Jaquiéry et al. (2007). Here results shown in Figs. 4, 9, and 10 equal a category I pattern with and without adjacent trauma. A typical patient case after fist-to-orbit engagement is shown in Fig. 5. Here a similar pattern as in Fig. 4 resulted with fractures of the orbital floor, infraorbital rim and paranasal pillar. Examples from Figs. 6 and 7 match with category II and III fractures with and without additional infraorbital rim trauma. Pure medial orbital wall fractures (categories IV and V) were not seen in the three models. This might be because the missing simulation of the orbital cone soft tissue or to different force directions of the impactor-bone contact zones. Future investigations are planned to give an even more realistic biomechanical model. This will include orbital muscles, fat, and a better model of the globe as tearing of the sclera, as simulated in our results, is a comparatively rare clinical situation. Most probably this is due to the protective effect of the surrounding soft tissues (muscles and fat), which have not been modelled.

5. Conclusion

As a conclusion, sound biomechanical testing is an essential part in understanding craniomaxillofacial trauma. In the future the results of numerical simulations may be useful for the optimization of fracture therapies or implications for surgery. Furthermore, simulation studies will help in trauma prevention, as protection devices for dangerous sports can be evaluated. In the forensic sciences these simulations aid in investigating trauma scenarios and trauma mechanisms.

Ethical approval

Not required.

Funding

None.

Competing interests

None declared.

Acknowledgements

The authors wish to thank Mr. Falk Hoffmann for developing the material parameter assignment and providing it in order to include it in the methodology of the current study.

References

- Ahmad F, Kirkpatrick WN, Lyne J, Urdang M, Garey LJ, Waterhouse N: Strain gauge biomechanical evaluation of forces in orbital floor fractures. *Br J Plast Surg* 56: 3–9, 2003
- Ahmad F, Kirkpatrick NA, Lyne J, Urdang M, Waterhouse N: Buckling and hydraulic mechanisms in orbital blowout fractures: fact or fiction? *J Craniofac Surg* 17: 438–441, 2006
- Becker A, Needleman A, Richmond O, Tvergaard V: Void growth and failure in notched bars. *J Mech Phys Solids* 36: 317–351, 1988
- Burm JS, Chung CH, Oh SJ: Pure orbital blowout fracture: new concepts and importance of medial orbital blowout fracture. *Plast Reconstr Surg* 103: 1839–1849, 1999
- de Visscher JG, van der Wal KG: Medial orbital wall fracture with enophthalmos. *J Craniomaxillofac Surg* 16: 55–59, 1988
- Dechow PC, Nail GA, Schwartz-Dabney CL, Ashman RB: Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone. *Am J Phys Anthropol* 90: 291–306, 1993
- Fujino T: Experimental 'blowout' fracture of the orbit. *Plast Reconstr Surg* 54: 81–82, 1974
- Grote KH, Feldhusen J: *Dubbel: Taschenbuch fuer den Maschinenbau*, 22nd ed. Berlin: Springer-Verlag, 2007
- Hampson D: Facial injury: a review of biomechanical studies and test procedures for facial injury assessments. *J Biomech* 28: 1–7, 1995
- Huiskes R: Finite element analysis of acetabular reconstruction. *Acta Orthop* 58: 620–625, 1987
- Jaquiéry C, Aeppli C, Cornelius P, Palmowsky A, Kunz C, Hammer B: Reconstruction of orbital wall defects: critical review of 72 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39: 193–199, 2007
- Kurzhaals HA. *Lexikon Lebensmitteltechnik* L-Z, vol. 2. Hamburg: Behr's Verlag, 2003
- Lang W: Traumatic enophthalmos with retention of perfect acuity of vision. *Trans Ophthalmol Soc UK* 9: 41–45, 1889
- Le Fort R: Experimental study of fractures of the upper jaw. In: Tessier P (ed.), *The classical reprints I and II. Plast Reconstr Surg*, vol. 50: 1972, p. 497–506; 600–607
- Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM: Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech* 36: 897–904, 2003
- Nagasao T, Miyamoto J, Nagasao M, Ogata H, Kaneko T, Tamaki T, et al: The effect of striking angle on the buckling mechanism in blowout fracture. *Plast Reconstr Surg* 117: 2373–2380, 2006
- Nagasao T, Miyamoto J, Shimizu Y, Jiang H, Nakajima T: What happens between pure hydraulic and buckling mechanisms of blowout fractures? *J Craniomaxillofac Surg* 38: 306–313, 2010
- Needleman A, Tvergaard V: An analysis of ductile rupture in notched bars. *J Mech Phys Solids* 32: 461–490, 1984
- Pearl RM, Vistnes LM: Orbital blowout fractures: an approach to management. *Ann Plast Surg* 1: 267–270, 1978
- Pfeiffer RL: Traumatic enophthalmos. *Arch Ophthalmol* 30: 718–726, 1943
- Rohner D, Tay A, Meng CS, Hutmacher DW, Hammer B: The spenozygomatic suture as a key site for osteosynthesis of the orbitozygomatic complex in panfacial fractures: a biomechanical study in human cadavers based on clinical practice. *Plast Reconstr Surg* 110: 1463–1475, 2002
- Schileo E, Taddei F, Malandrino A, Cristofolini L, Viceconti M: Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *J Biomech* 40: 2982–2989, 2007
- Schreiber P, Crandall J, Hurwitz S, Nusholtz GS: Static and dynamic bending strength of the leg. *Int J Crashworthiness* 3: 295–308, 1998
- Sigloch H: *Technische Fluidmechanik*. Berlin: Springer-Verlag, 2009
- Taddei F, Pancanti A, Viceconti M: An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Med Eng Phys* 26: 61–69, 2004
- Taylor WR, Roland E, Ploeg H, Hertig D, Klabunde R, Warner MD, et al: Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *J Biomech* 35: 767–773, 2002
- Tensi HM, Gese H, Ascherl R: Non-linear three-dimensional finite element analysis of a cementless hip endoprosthesis. *Proc Inst Mech Eng H* 203: 215–222, 1989

- Uchio E, Ohno S, Kudoh J, Aoki K, Kisielewicz LT: Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer. *Br J Ophthalmol* 83: 1106–1111, 1999
- Vecchio FJ: Nonlinear finite element analysis of reinforced concrete membranes. *ACI Struct J* 86: 26–35, 1989
- Warwar RE, Bullock JD, Ballal DR, Ballal RD: Mechanisms of orbital floor fractures: a clinical, experimental, and theoretical study. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 16: 188–200, 2000
- Waterhouse N, Lyne J, Urdang M, Garey L: An investigation into the mechanism of orbital blowout fractures. *Br J Plast Surg* 52: 607–612, 1999
- Whiting WC, Gregor RJ, Finerman GA: Kinematic analysis of human upper extremity movements in boxing. *Am J Sports Med* 16: 130–136, 1988
- Yamada H, Evans FG: Ratios for age changes in the mechanical properties of human organs and tissues. In: *Strength of biological materials*. Philadelphia: Williams & Wilkins, 255–280, 1970